ÉCOLE NATIONALE VÉTÉRINAIRE DE TOULOUSE

Année 1971 N° 80

LES METHODES DE L'INTERPRETATION QUANTITATIVE DES TRACES ELECTROENCEPHALOGRAPHIQUES

THESE

POUR LE DOCTORAT VÉTÉRINAIRE

Diplôme d'Etat

présentée et soutenue publiquement en OCTOBRE 1971

devant

L'UNIVERSITE PAUL-SABATIER de TOULOUSE

par

HACHET (Thierry Albert Lucien)

né le 11 Février 1946 à PARIS (9ème)

JURY :

Président : M. BESSOU, Professeur à l'Université Paul-Sabatier de TOULOUSE

Assesseurs : M. FLORIO, Professeur à l'Ecole Nat. Vét. de TOULOUSE

M. TOURNUT, Professeur à l'Ecole Nat. Vét. de TOULOUSE

Imp. L. M Offset 34 rue des Amidonniers Toulouse

LES METHODES DE L'INTERPRETATION QUANTITATIVE DES TRACES ELECTROENCEPHALOGRAPHIQUES

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41536520_0073

ÉCOLE NATIONALE VÉTÉRINAIRE DE TOULOUSE

Année 1971 N° 80

LES METHODES DE L'INTERPRETATION QUANTITATIVE DES TRACES ELECTROENCEPHALOGRAPHIQUES

THESE

POUR LE DOCTORAT VÉTÉRINAIRE

Diplôme d'Etat

présentée et soutenue publiquement en OCTOBRE 1971

devant

L'UNIVERSITE PAUL-SABATIER de TOULOUSE

par

HACHET (Thierry Albert Lucien)

né le 11 Février 1946 à PARIS (9ème)

JURY :

Président : M. BESSOU, Professeur à l'Université Paul-Sabatier de TOULOUSE

Assesseurs : M. FLORIO, Professeur à l'Ecole Nat. Vét. de TOULOUSE

M. TOURNUT, Professeur à l'Ecole Nat. Vét. de TOULOUSE

Imp. L.M Offset 34 rue des Amidonniers Toulouse

MINISTERE DE L'AGRICULTURE

ECOLE NATIONALE VETERINAIRE DE TOULOUSE

Directeur : M. FLORIO
Directeurs Honoraires : MM. PONS, DARRASPEN

Professeur Honoraire : M. LOMBARD

PERSONNEL ENSEIGNANT

CHAIRE DE PHARMACIE ET TOXICOLOGIE

Professeur titulaire	M. GODFRAIN
Maître-Assistant	Mme BURGAT-SACAZE

Pharmacie et Toxicologie

CHAIRE DE PHYSIQUE ET CHIMIE BIOLOGIQUES ET MEDICALES

Professeur titulaire	M. RICO

Physique biologique et médicale
Chimie biologique et médicale

CHAIRE D'ANATOMIE DES ANIMAUX DOMESTIQUES

Professeur titulaire	M. PAVAUX

Anatomie descriptive - Extérieur
Anatomie appliquée - Tératologie

CHAIRE DE PHYSIOLOGIE ET THERAPEUTIQUE

Professeur titulaire	M. RUCKEBUSCH
Maître-Assistant Agrégé	M. FARGEAS

Physiologie - Thérapeutique
et Pharmacodynamie

CHAIRE DE PATHOLOGIE MEDICALE DU BETAIL ET DES ANIMAUX DE BASSE-COUR

Professeur titulaire	M. TOURNUT
Maître de Conférences, non Chef de service, Prof. sans chaire	M. ESPINASSE
Maître-Assistant	M. BEZILLE

Sémiologie et Pathologie Médicale
du Bétail et des Animaux de Basse-
cour - Clinique - Clinique ambulatoire

CHAIRE DE PATHOLOGIE CHIRURGICALE

Professeur titulaire	M. CAZIEUX

Propédeutique et Sémiologie
Chirurgicale - Technique
chirurgicale - Pathologie chirurgicale

CHAIRE DE PATHOLOGIE DE LA REPRODUCTION

Professeur titulaire	M. BERTHELON
Maître de Conférences, non Chef de service, Prof. sans chaire	M. ROYAL

Sémiologie et propédeutique -
Pathologie de la Reproduction
Obstétrique - Clinique

CHAIRE DE MALADIES CONTAGIEUSES - ZOONOSES - LEGISLATION SANITAIRE

Professeur titulaire	M. SAURAT
Maître-Assistant Agrégé	M. CHANTAL

Maladies Contagieuses - Zoonoses
Législation sanitaire

CHAIRE DE PATHOLOGIE GENERALE - MICROBIOLOGIE - IMMUNOLOGIE

Professeur titulaire	M. LAUTIE
Maître-Assistant	M. MEIGNIER

Microbiologie - Immunologie -
Pathologie générale

CHAIRE D'HISTOLOGIE - ANATOMIE PATHOLOGIQUE

Professeur titulaire	M. VAN HAVERBEKE
Maître de Conférences, non Chef de service, Prof. sans chaire	M. CABANIE
Maître-Assistant	M. MAGNOL

Histologie - Embryologie
Anatomie Pathologique

CHAIRE D'HYGIENE ET INDUSTRIE DES ALIMENTS D'ORIGINE ANIMALE

Professeur titulaire	M. LABIE
Maître-Assistant	M. EECKHOUTTE

Hygiène, Inspection, Contrôle
et Technologie des denrées
alimentaires d'origine animale

CHAIRE DE PARASITOLOGIE ET MALADIES PARASITAIRES

Professeur titulaire	M. BRIZARD
Maître-Assistant Agrégé	M. DORCHIES

Zoologie appliquée - Parasitologie
externe - Parasitologie interne
Clinique

CHAIRE DE SEMIOLOGIE ET PATHOLOGIE MEDICALE DES EQUIDES ET CARNIVORES

Professeur titulaire	M. FLORIO
Maître de Conférences, non Chef de service, Prof. sans chaire	M. LESCURE
Maître-Assistant	M. GUELFI

Sémiologie et Pathologie Médicale
des Equidés et Carnivores -
Législation Vétérinaire et déontologie
Clinique

CHAIRE DE ZOOTECHNIE ET ECONOMIE RURALE

Professeur titulaire	M. QUEINNEC
Maître-Assistant	M. DARRE

Ethnologie - Génétique appliquée
Hygiène Générale - Zootechnie -
Elevage - Economie générale et des
productions animales

CHAIRE D'ALIMENTATION

Professeur titulaire	M. FALIU
Maître-Assistant Agrégé	M. GRIESS

Botanique appliquée et Bromatologie
Agronomie - Alimentation

COURS COMPLEMENTAIRES - CHARGES D'ENSEIGNEMENT

Antibiothérapie des Maladies Infectieuses	M. MONNIER
Aspect médical des zoonoses	M. ARMENGAUD
Energétique	M. LABOUCHE
Initiation à l'Informatique Biomédicale	M. FERNET
Agronomie	M. COMBRET
Métabolismes	M. RAYNAUD

La Faculté et l'Ecole déclarent n'être pas responsables des opinions émises par les candidats (délibération de la Faculté en date du 10 mai 1891, et du Conseil de l'Ecole, en date du 13 juin 1924).

AVANT-PROPOS

Monsieur le Professeur Paul BESSOU, dont nous connaissons la compétence en électrophysiologie, nous a fait l'honneur d'accepter la présidence de notre Jury de thèse et nous l'en remercions.

Nous avons exécuté en partie ce travail dans le cadre de la Chaire de Pathologie des Equidés et des Carnivores, placée sous la bienveillante autorité de Monsieur le Professeur René FLORIO, Directeur de l'Ecole Nationale Vétérinaire de TOULOUSE, Chevalier de la Légion d'Honneur. Avoir accepté de faire partie de notre jury de thèse montre son souci de la modernisation des techniques d'investigation clinique et nous lui en témoignons notre profonde reconnaissance.

Monsieur le Professeur Jules TOURNUT, de l'Ecole Nationale Vétérinaire de TOULOUSE, a bien voulu faire partie de notre jury de thèse. Nous l'en remercions.

Monsieur Claude LABOUCHE, Directeur de Recherches à l'Institut National de la Recherche Agronomique, nous a accueilli dans le sein de son équipe et a été l'inspirateur de ce sujet de travail. Nous le remercions des nombreuses discussions empreintes de rigueur que nous avons eu avec lui et qui nous ont permis de résoudre bien des problèmes.

Monsieur Jean-François GUELFY, Maître-Assistant à l'Ecole Nationale Vétérinaire de TOULOUSE, a été à la base de la partie pratique de ce travail. Nous le remercions de n'avoir pas hésité à écourter ses nuits pour procéder aux enregistrements électroencéphalographiques.

Notre gratitude va également à Monsieur le Professeur Yves RUCKEBUSCH, de l'Ecole Nationale Vétérinaire de TOULOUSE, qui n'a pas hésité à nous faire bénéficier de son matériel d'enregistrement.

Madame FAURE a dactylographié ces pages avec la patience et la rapidité qui lui sont coutumières. Nous l'en remercions.

Nous voudrions terminer cet avant-propos en exprimant la profonde reconnaissance que nous avons envers ceux qui nous ont soutenu dans nos études et nous ont permis, en fin de compte, de réaliser ce travail. Nous devons beaucoup à nos parents, à notre femme, à notre oncle, mais aussi à toute notre famille et à tous nos amis. Qu'ils soient ici tous remerciés.

°
oo oo

PLAN

I - Rappel sur la génèse des biopotentiels nerveux

I.1. - Origine des biopotentiels nerveux

I.1.1. - La cellule nerveuse

I.1.1.1. - Phénomènes de dépolarisation

I.1.1.2. - Piles de diffusion

I.1.1.3. - Conduction nerveuse

I.1.2. - Sommation de potentiels

I.1.3. - Potentiels recueillis par une électrode corticale

I.1.4. - Potentiels recueillis sur le scalp

I.2. - Caractéristiques électriques de l'électroencéphalogramme

I.2.1. - Etude de l'amplitude

I.2.2. - Etude de la fréquence

I.2.3. - Rythmes de base

II - Rappel sur l'analyse mathématique d'un signal aléatoire

II.1. - La variable aléatoire et ses modalités

II.1.1. - Définition

II.1.2. - Variable aléatoire stationnaire

II.1.3. - Variable aléatoire ergodique

II.1.4. - L'EEG est-il un signal aléatoire stationnaire et ergodique.

II.2. - Histogrammes

II.2.1. - Histogramme d'amplitude

II.2.2. - Histogramme de fréquence

II.2.3. - Histogramme d'intervalle

II.2.4. - Diagramme amplitude-fréquence

II.3. - Intégrale

II.4. - Fonction de corrélation

II.4.1. - Définition mathématique

II.4.2. - Intérêt

II.5. - Transformées de Fourier d'un signal

II.6. - Spectre de puissance.

III - L'analyse quantitative de l'EEG

III.1. - Histogramme d'amplitude

III.1.1. - Obtention

III.1.1.1. - Méthode manuelle

III.1.1.2. - Méthode par comparateur de zéro

III.1.1.3. - Méthode par conversion tension-fréquence

III.1.2. - Caractéristiques statistiques et leur intérêt

III.1.2.1. - Moyenne

III.1.2.2. - Variance

III.1.2.3. - Coefficient de variation

III.1.2.4. - Autres variables

III.1.2.5. - Exemple

III.2. - Diagramme amplitude-fréquence

III.2.1. - Obtention

III.2.1.1. - Méthode manuelle

III.2.1.2. - Méthode photographique

III.2.1.3. - Méthode électronique

III.2.1.4. - Méthode magnétique

III.2.2. Caractéristiques statistiques

III.3. - Histogramme d'intervalle

III.3.1. - Obtention

III.3.1.1. - Méthode manuelle

III.3.1.2. - Méthodes automatiques

III.4. - Intégrale

III.4.1. - Méthode de mesure

III.4.1.1. - Méthode manuelle

III.4.1.2. - Intégrateur électronique

III.4.2. - Caractéristiques statistiques

III.4.2.1. - Electrogénèse normale EGN

III.4.2.2. - Mesure des variations

III.4.3. - Intérêt de l'intégrale

III.5. - Spectre de puissance

III.5.1. - Méthode de calcul

III.5.1.1. - Codage numérique

III.5.1.2. - Méthode simple

III.5.1.3. - Méthode de Blackman et Tuckey

III.5.1.4. - Fast Fourier Transform

III.5.2. - Résultats

III.5.2.1. - Intérêt d'un test - Application

III.5.2.2. - Difficultés de calcul

IV - Analyse automatique

V - Conclusion

INTRODUCTION

L'électroencéphalographie se propose d'étudier les potentiels électriques engendrés et transmis par l'encéphale. Leur découverte, chez l'Homme, est due à Hans BERGER, en 1929 et ils ont donné lieu, depuis cette époque, à des enregistrements recueillis directement sur papier ou grâce à des procédés oscilloscopiques ; ceux-ci sont actuellement passés au second plan devant les progrès réalisés par les méthodes graphiques.

Quoi qu'il en soit, l'examen visuel des variations de potentiel recueillies sur le scalp reste superficiel et ne rendrait compte, d'après E.J. CAILLE que du millième de l'information contenue dans les tracés. L'expérimentateur ou le clinicien ne pourrait donc exploiter, par des moyens naturels, qu'une infime partie du phénomène ; l'analyse se limite d'ailleurs aux modifications importantes de l'électroencéphalogramme (EEG) car l'oeil est incapable de discerner les variations discrètes accompagnant, par exemple, une évolution très progressive de l'activité électrique du cerveau. On a donc cherché à quantifier l'activité EEG et à la caractériser par un certain nombre de paramètres dont la surveillance pourrait pallier les insuffisances de la simple appréciation subjective. Ainsi est née l'électroencéphalographie quantitative. Cette

méthode, actuellement en plein développement, se révèle féconde mais exigeante. Elle implique l'accès à des calculateurs puissants dont sont encore dépourvus, en France, la plupart des laboratoires de Neurophysiologie et exige, de la part de celui qui la met en oeuvre, une bonne formation en calcul statistique et en informatique.

Le but de ce travail, après avoir rappelé un certain nombre de données fondamentales sur la génèse des biopotentiels nerveux et l'analyse mathématique d'un signal aléatoire est de préciser les méthodes de l' électroencéphalographie quantitative et de les illustrer par quelques applications.

I - RAPPEL SUR LA GENESE DES BIOPOTENTIELS NERVEUX

Si nous plaçons deux électrodes sur le scalp d'un chien, nous recueillons après amplification, un potentiel variable qui est le potentiel électro-encéphalographique (Figure 1).

Figure 1

Voyons rapidement son origine, et les voies de conduction qui l'amènent jusqu'aux électrodes et ses caractéristiques en tant que signal électrique.

I.1. - Origine des biopotentiels nerveux

Le tissus nerveux est composé d'un réseau de cellules nerveuses capables de transmettre l'influx nerveux suivant un certain nombre de voies.

I.1.1. - La cellule nerveuse

Le neurone, le plus fréquemment rencontré, est composé d'un corps cellulaire auquel se rattachent des dendites et un axone. La conduction s'effectue généralement dans le sens dendrites-axones

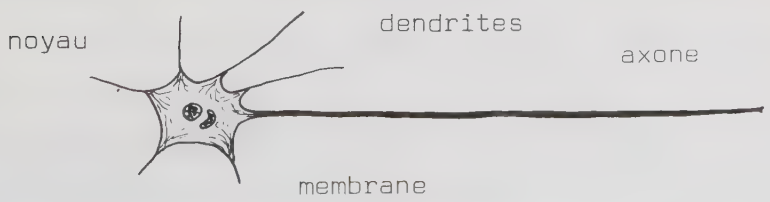


Figure 2

L'équivalent électronique de la cellule nerveuse serait un sommateur à entrées multiples. Les bornes d'entrées correspondent aux dendrites et celles de sortie à l'axone.

Il existe également des neurones jouant le rôle de porte "non-et" (1), ou de système à contre réaction. Quoi qu'il en soit le rôle essentiel de la cellule nerveuse est la conduction d'un influx qui s'accompagne de phénomènes de dépolarisation qui constituent la base du fonctionnement du système nerveux.

I.1.1.1. - Phénomènes de dépolarisation

Le neurone présente à l'état de repos (c'est à dire en l'absence de toute excitation) une différence de potentiel entre l'intérieur et l'extérieur de sa membrane. Ce "potentiel de repos" est mesurable en piquant une micro-électrode à travers la membrane et en plaçant une macro-électrode contre sa face esterne. Il est de 60 à 70 mV, le pôle négatif se trouvant à l'intérieur de la cellule.

Si nous excitons l'axone de ce neurone et que nous recueillons, de la même manière, le potentiel en aval de la stimulation, celui-ci passe de -60 à +40 mV, puis décroît et retrouve sa valeur initiale. Toutefois, avant l'équilibre, il décrit le

(1) - Une porte "non-et" est un interrupteur dont la sortie est à l'état un, si toutes les entrées sont à l'état zéro.

"post-potentiel négatif" ou le "post-potentiel positif" (Figure 3).

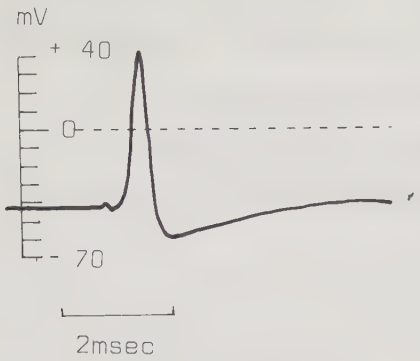


Figure 3

La membrane a donc été successivement dépolarisée (jusqu'à 0 mV) puis repolarisée en sens inverse (jusqu'à 40 mV). Le passage de l'influx nerveux n'est donc pas seulement un court circuit à travers la membrane, il s'accompagne de l'installation temporaire d'une pile de polarités apposées à celle du potentiel de repos, dont le pôle négatif serait interne et le pôle positif externe ; la membrane représente la séparation entre les électrodes.

Etudions le principe de fonctionnement de ces piles :

I.1.1.2. - Pile de concentration et pile de diffusion

Une pile de concentration est constituée par deux solutions salines de concentrations différentes, d'un même corps, séparées l'une de l'autre par une membrane perméable seulement au plus petit des ions de la solution. Le potentiel de repos pourrait

être celui d'une pile de concentration. En effet un axone, in situ, possède des concentrations différentes d'ions entre le milieu intra-axonique et le milieu extra-axonique. La membrane est l'élément semi perméable de la pile. Les principaux ions sont le potassium (K^+), le sodium (Na^+) et le chlore (Cl^-) dont les concentrations internes (i) et externes (e) sont les suivantes :

K_i	= 110	K_e	= 2,6
Na_i	= 37	Na_e	= 110
Cl_i	= -	Cl_e	= 77

(Axone de grenouille, en mMol par Kg d'eau)

D'après la formule de NERNST :

$$V = \frac{RT}{nF} \log \frac{C_1}{C_2}$$

R : constante des gaz parfaits,

T : température absolue,

n : valence de l'ion

F : le Faraday = 96.520 coulombs,

Log C_1/C_2 : logarithme népérien du rapport des concentrations interne et externe.

Le potentiel de repos est voisin de celui d'une pile de concentration au potassium, ce qui, est en partie seulement confirmé par l'expérience.

Pour trouver une explication plus rigoureuse, on a été obligé de considérer que la membrane était en

fait perméable, ne serait ce que faiblement, à tous les ions. En conséquence le potentiel de repos serait engendré par une pile de diffusion dont l'ion essentiel est le potassium.

Il peut se calculer par :

$$E = \frac{RT}{F} \log \frac{PK(K_i) + PNa\ (Na_i) + PCl\ (Cl_e)}{PK(K_e) + PNa\ (Na_e) + PCl\ (Cl_i)}$$

HODGKIN et HUXLEY ont établi, pour le potentiel d'action, une théorie fondée sur des variations de perméabilité de la membrane au cours du passage de l'influx nerveux. Tout d'abord, le potentiel d'action produit par le champ électrique qu'il crée autour de lui et les courants locaux qui en sont issus, une dépolarisation passive en aval sur l'axone. Celle-ci modifie la conductance trans-membranaire et produit ainsi une augmentation brutale de la perméabilité au sodium. La membrane se dépolarise alors totalement par établissement d'un court circuit entre le milieu intra et le milieu extra-axonique. La membrane se repolarise ensuite sous l'action de deux facteurs : l'augmentation de perméabilité au potassium et la diminution progressive de la perméabilité au sodium. Les systèmes de repolarisation sont lents et ainsi à une dépolarisation brutale succédera une repolarisation très progressive. Ce mécanisme cyclique, que vérifie pleinement l'expérience, permet d'expliquer tout le comportement de la fibre nerveuse.

Cependant si les ions traversent ainsi la membrane, il est évident que, après le passage d'un certain nombre de potentiels d'action, les concentrations de part et d'autre de la membrane vont tendre à s'égaliser et à annuler le potentiel de repos. En réalité les concentrations convenables de sodium et de potassium sont entretenues grâce à des transports actifs, consommant de l'énergie, que l'on appele "pompes", qui puisent dans les réserves locales d'ATP et assurent le transport des ions à l'encontre du gradient de concentration. Elles sont à l'origine de la faible énergie consommée par la fibre.

I.1.1.3. - Conduction nerveuse

Nous venons d'étudier comment la dépolarisation, qui avait débuté à l'extrémité d'un dendrite, peut parcourir celui-ci, traverser le corps cellulaire et cheminer le long de l'axone. Le tissus nerveux est constitué de neurones articulés entre-eux. L'axone d'un neurone ne fait donc pas corps avec le dendrite du neurone suivant. Il existe, à la liaison axone-dendrite, un court espace ou synapse que l'influx nerveux est capable de franchir.

La synapse peut être de différentes natures : soit neuro-neuronique, si elle représente l'articulation d'un axone avec un dendrite, soit axo-somatique (articulation axone-corps cellulaire), soit somato-dendritique (articulation corps cellulaire-dendrite).

La conduction dans la synapse (par exemple

neuro-neuronique) est entièrement différente de la conduction dans l'axone. En effet, dans la synapse, n'intervient aucun phénomène de modification de perméabilité membranaire. La membrane presynaptique axonique libère sous l'effet du potentiel d'action un certain nombre de micro-vesicules d'Acéthycholine, qui, au contact de la membrane post-synaptique dendritique, provoquent l'apparition d'un potentiel d'action. L'Acéthylcholine ainsi libérée est ensuite détruite par des Cholinesterases. Les études de diffusion moléculaire vérifient pleinement cette hypothèse. La transmission de l'influx nerveux entre axone et dendrite se fait donc sans continuité matérielle du nerf mais seulement par l'intermédiaire de la diffusion de très faibles doses d'Acéthycholine qui servent de relais (Figure 4).

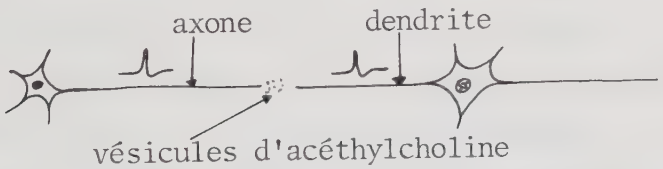


Figure 4

Dans les synapses neuro-neuroniques du système nerveux central un influx présynaptique peut provoquer deux types de réactions : soit une dépolarisation, soit une hyperpolarisation de la membrane post-synaptique. Si une dépolarisation se produit, un potentiel d'action va naître ; le neurone post-synaptique est excité, il s'agit donc d'un post-potentiel

excitateur. Si une hyperpolarisation se produit, le neurone post-synaptique sera moins excitable et un effet de seuil va s'installer. Nous aurons un post-potentiel synaptique inhibiteur qui correspond à un écrêtage du signal primaire.

Cependant, in vivo, un potentiel d'action est rarement seul. Pour le vérifier, regardons sur un oscilloscope la forme du potentiel émis par un nerf soumis à une excitation naturelle. Nous voyons apparaître des bouffées de potentiels qui se succèdent à cadence rapide.

Deux types de réactions peuvent exister : la réponse à une stimulation sensorielle cutanée de pression se traduit par une bouffée de potentiels d'action à chaque variation de la pression sur la peau (Figure 5). Par contre la réponse d'une fibre musculaire à l'étirement est un train de potentiels d'action qui dure pendant tout l'étirement (Figure 6). Tous les intermédiaires entre ces deux cas extrêmes sont possibles. La fibre nerveuse cutanée est dite très accomodante alors que la fibre nerveuse musculaire n'accomode pas.

Figure 5

Figure 6

Ces multiples potentiels d'action vont suivre l'axone. Après un nombre de relais synaptiques, ils vont parvenir au système nerveux central qui va les traiter pour en tirer l'information qui y est contenue au moyen d'un décodage encore mal connu. En même temps, ils engendreront un champ électrique qui pourra être recueilli par une électrode posée sur la surface même du cortex. La forme du signal traduira l'intervention d'un nombre considérable de neurones dont les potentiels s'ajoutent algébriquement.

I.1.2. - Sommation de potentiels

Dans ce phénomène de sommation, il devient pratiquement impossible d'individualiser la part qui revient au fonctionnement d'un neurone donné dont le potentiel est indécelable au milieu du faisceau de potentiels qui constituent l'EEG. Ceci complique énormément l'étude des potentiels évoqués et nécessite la mise en oeuvre de techniques très spéciales capables de faire ressortir la composante non aléatoire du signal EEG. Ce problème dépasse le cadre de notre travail et nous n'en parlerons pas plus longuement.

Pour mieux montrer ce que représente cette sommation algébrique de potentiel, étudions quelques exemples :

- Potentiel décalé dans le temps (Figure 7). La résultante ne permet pas de retrouver les 2 potentiels originaux.

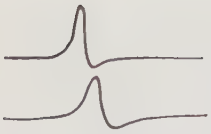


Figure 7

- Potentiel inverse (Figure 8).

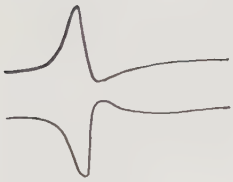


Figure 8

Cet exemple illustre la résultante d'une dépolarisation et d'une hyperpolarisation recueillies par la même électrode. Nous voyons qu'un tel phénomène peut passer totalement inaperçu.

- Nous pouvons considérer un train de potentiels d'action comme un signal périodique dans le cas de réponse non accomodante. Si nous superposons deux séries de potentiels d'action de fréquence différente, la forme de la tension résultante dépendra surtout de la différence de leurs fréquences respectives. A titre de modèle, nous pouvons reconstituer approximativement le phénomène en sommant deux tensions sinusoïdales.

Si les deux fréquences sont voisines, un phénomène de battement se déclenche avec apparition d'ondes en fuseau comme nous en voyons parfois en électroencéphalographie.

Si la forme des tensions sommées est connue (sinusoïdale,triangulaire, carrée, etc...) il est possible d'en déterminer facilement la fréquence. Si la forme est inconnue, il devient alors nécessaire de recourir à la décomposition en série de FOURIER pour retrouver les originaux dont le nombre est généralement illimité. Nous étudierons cette transformation au chapitre II.5.

Nous voyons donc qu'il est malaisé, à partir de la résultante des potentiels d'action, de déceler les originaux qui les constituent et d'accorder à ceux-ci une signification univoque.

I.1.3. - Potentiels recueillis par une électrode corticale (60) (80) (94)

Une électrode en argent est introduite par une ouverture de quelques millimètres pratiquée dans la boîte crânienne au contact de la dure mère. Cette méthode permet de capter les différences de potentiels avec une atténuation négligeable, mais elle présente l'inconvénient de nécessiter une intervention chirurgicale pour placer les électrodes, ce qui constitue un obstacle pratique en clinique.

Il ne faut pas croire que le système nerveux est un bon conducteur électrique, les formes variées de lipides qui le constituent en font au contraire un bon milieu isolant. D'autre part, les tensions entrant en jeux sont extrêmement faibles et sont encore atténuées, en valeur absolue, par l'impédance des neurones

et de la myeline qui vient s'interposer entre la source de tension (le neurone ou l'axone) et la sonde (l'électrode). L'amplificateur connecté à la sonde possède un seuil de sensibilité. Dans ces conditions, l'électrode ne peut drainer que les potentiels issus des quelques centaines de cellules se trouvant à proximité immédiate.

Il ne faut donc pas croire que l'électroencéphalographie est un reflet de toute l'activité du système nerveux central. Ce n'est que l'image d'une minuscule zone corticale.

I.1.4. - Potentiels recueillis sur le scalp (45) (51) (53) (60)

Si les électrodes sont piquées dans le périoste crânien les potentiels prélevés sont encore plus faibles. Nous pouvons proposer un schéma électrique équivalent qui tient compte des résistances et capacités qui interviennent entre le neurone et la plume de l'enregistreur. (Figure 9).

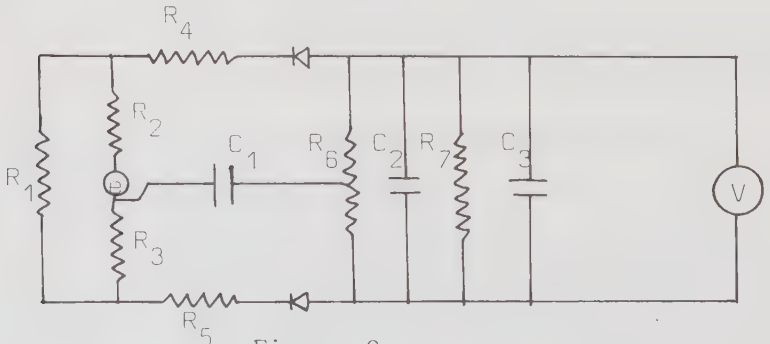


Figure 9

e = potentiel d'action du neurone.

R_1 = *résistance shunt au borne du neurone (symbolise la substance nerveuse environnante).*

R_2+R_3 = *résistance série aux bornes du neurone (représente les structures interposées entre le neurone et la dure mère).*

R_4, R_5 = *résistance de la paroi osseuse.*

R_6 = *résistance de fuite entre les électrodes (symbolise la résistance de la peau et des masseters, surtout chez les Carnivores).*

C_1 = *capacité shunt entre le neurone et le périoste crânien.*

C_2 = *capacité entre les électrodes (symbolise la capacité de la peau, des masseters et du périoste par rapport aux électrodes).*

R_7, C_3 = *résistance et capacité d'entrée de l'amplificateur.*

V = potentiel à la sortie de l'amplificateur.

← = *électrode.*

Si nous posons l'électrode sensible sur le neurone lui-même, le schéma s'est débarrassé de tous ces éléments les plus nuisibles. (Figure 10)

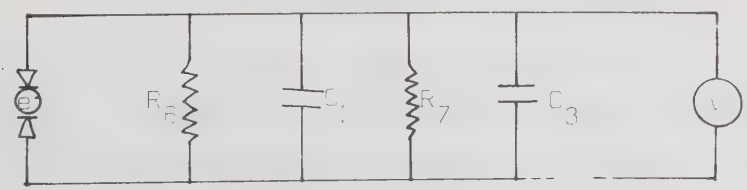


Figure 10

Ainsi l'électroencéphalographie clinique n'est réalisable que dans les conditions les plus défavorables à l'obtention d'un enregistrement qui soit une image fidèle de l'EEG.

Aux très faibles tensions enregistrables viennent encore s'ajouter des sources de parasites telles que la tension secteur de 50 Hz, le ronflement de l'amplificateur et les artefacts dûs aux potentiels musculaires, que l'on peut atténuer en plaçant des filtres "passe bas" dans la chaîne d'amplification. Malheureusement ceux-ci atténuent également les signaux EEG.

Aucune solution entièrement satisfaisante n'a été mise au point quoique les techniques aient fait d'énormes progrès au cours de ces dernières années, avec l'apparition du transistor à effet de champ (6).

I.2. - Caractéristiques électriques de l'EEG (56) (60)

Le signal EEG possède comme principales caractéristiques la valeur de son amplitude et de sa fréquence. Pour variables qu'elles soient, ces deux grandeurs ne peuvent varier qu'à l'intérieur d'une certaine plage.

I.2.1. - Etude de l'amplitude

Un potentiel d'action correspond à une dépolarisation de 60mV. Cependant, compte tenu du paragraphe I.1.4., les potentiels les plus fréquemment enregistrés sur le scalp ne dépassent pas 100µV. Il est donc nécessaire de les amplifier cinq cent mille fois pour pouvoir

les enregistrer.

D'autre part, le neurone étant une source de tension et non de courant, il est incapable de débiter dans une charge, une intensité susceptible d'être amplifiée. Par exemple, en électroencéphalographie, nous avons dit que la tension maximale était de 100µV. Si nous l'enregistrons avec un pré-amplificateur de 10 meghoms d'impédance d'entrée, nous dérivons un courant de 10^{-11} ampères, ceci constitue une valeur maximum rarement atteinte. Il ne faut donc pas s'étonner de rencontrer des artefacts sur les enregistrements, d'autant plus que l'électrode est si sensible qu'elle prélève et permet l'amplification de nombreux champs électriques externes.

La distribution des amplitudes entre 0 et 100µV, varie avec le comportement de l'animal, son état de santé, les substances chimiques qui lui ont été administrées, etc... Ce problème sera traité au paragraphe III.1.

I.2.2. - Etude de la fréquence (57)

Les fréquences EEG sont très basses (0,5 et 40 Hz environ) et rendent encore plus complexe l'analyse harmonique des EEG, car l'efficacité des filtres L ou C (1) diminue avec la pulsation. Si nous filtrons une telle fréquence, nous aurons un très faible coefficient de surtension aux bornes du filtre. Il sera donc

(1) - voir paragraphe III.2.1.3.

nécessaire d'associer plusieurs étages de filtres réunis par des amplificateurs.

Ces très basses fréquences s'expliquent par la durée d'un potentiel d'action, et surtout la fréquence maximum de leur répétition ainsi que la valeur de la période réfractaire relative. Celle-ci dure environ 10ms et le potentiel d'action 2ms. La période du signal est donc de 12ms et sa fréquence de 80 Hz. Ce résultat est confirmé par l'expérience, les potentiels d'action ont une fréquence maximum de 100 à 300 Hz suivant le nerf sur lequel a été effectué la mesure. La fréquence de 80 Hz calculée avec la période réfractaire relative est une fréquence de base minimum. Si nous prenons la période réfractaire absolue (2ms) nous obtenons un maximum de 500 Hz.

Toutes ces fréquences peuvent s'associer par sommation (§ I.1.2.) et produire des battements de fréquence comprise entre quelques dixièmes de Hz et un maximum de 500 Hz. La distribution des fréquences sera étudiée au paragraphe III.2.

I.2.3. - Rythmes de bases (52) (60) (66)

En fonctions des diverses fréquences possibles associées à des tensions également variables, les physiologistes ont définit des rythmes de base. En effet, ils ont constaté qu'une fréquence donnée était plus souvent associée à une amplitude donnée. De cette façon, il a été possible de définir 5 rythmes fondamentaux désignés par les lettres de l'alphabet grec :

	δ	θ	α	β	γ
F, Hz	0,5-3,5	4-7	8-13	14-25	26-35
A, μV	100	10-50	50	20	<10

La détection visuelle de ces rythmes demande une grande expérience et laisse, comme toute technique empirique, une large place à l'interprétation individuelle. Sa fidélité d'analyse dépendent en grande partie de la vitesse de défilement du papier d'enregistrement et du gain de l'amplificateur. Les résultats ainsi obtenus sont donc entachés d'une grande imprécision et cette méthode est inutilisable pour mettre en évidence de faibles modifications du tracé EEG.

II - RAPPEL SUR L'ANALYSE MATHEMATIQUE D'UN SIGNAL ALEATOIRE (72) (79)

Le signal EEG est une fonction de la tension par rapport au temps. La meilleure manière de la caractériser est de l'analyser mathématiquement. Nous pourrons ainsi établir des critères précis, non subjectifs, totalement indépendants de l'opérateur qui lit le tracé.

II.1. - Les définitions d'une variable aléatoire (78) (79) (86).

II.1.1. - Variable aléatoire

Une variable est qualifiée d'aléatoire lorsqu'il est impossible de prévoir sa valeur dans le temps. Ceci est le cas d'une tension EEG ; en effet, si nous connaissons sa valeur au temps $t<t_o$, nous ne pouvons la prédire au temps $t>t_o$.

Il est deux grandes catégories de variables aléatoires : les variables discrètes et les variables continues :

- les variables discrètes ne peuvent prendre qu'un nombre fini de valeurs différentes (par exemple : les fréquences fondamentales des notes sur un piano),
- les variables continues peuvent prendre toutes les valeurs intermédiaires entre un maximum et zéro (par exemple la position de l'accélérateur d'une voiture roulant sur une route accidentée). Le signal EEG est une variable aléatoire continue.

Deux concepts principaux interviennent dans les phénomènes aléatoires. Ce sont les notions de moyenne temporelle et de moyenne d'ensemble. Soit un phénomène aléatoire comme le signal EEG enregistré simultanément par scripteurs, à partir du même couple d'électrodes. L'expérience montre que l'on obtient des valeurs presque identiques mais néanmoins différentes, si nous appelons Xi la tension enregistrée par le scripteur n°i nous aurons au même instant t1 :

$$X_1 \neq X_2 \neq .... \neq X_i \neq .... \neq X_5.$$

La moyenne d'ensemble, M_E, sera la moyenne des mesures obtenues au même instant par N scripteurs différents.

Si M_E est la valeur moyenne de X_i à l'instant t1, nous aurons :

$$M_E\ (X) = \lim_{N\to\infty} \frac{1}{N}\ X_1(t_1) + X_2(t_1) + ... + X_n(t_1).$$

La moyenne d'ensemble mesurée à un instant donné est fonction de la quantité N d'appareils à notre disposition. Si N tend vers l'infini, M_E se rapprochera de la valeur théorique réelle (inaccessible) de l'EEG au même instant.

Maintenant nous allons prélever sur l'enregistrement EEG un échantillon de longueur $2T_o$. Nous allons effectuer la moyenne de toutes les valeurs de X rencontrées pendant le temps $2T_o$ que dure l'échantillon. Cette moyenne est la moyenne temporelle :

$$M_T(X) = \lim_{T_o \to \infty} \frac{1}{2T_o} \int_{-T_o}^{+T_o} Xt \, dt$$

C'est une fonction du temps, c'est elle que l'on utilise en électroencéphalographie, ce qui revient à accorder une très grande confiance à l'appareil enregistreur puisque nous ne considérons qu'un seul échantillon.

II.1.2. - Variable aléatoire stationnaire

Un phénomène aléatoire peut voir la distribution de ses fréquences et de ses amplitudes se modifier en fonction du temps. Pour que la moyenne temporelle conserve une signification, il faut que sa valeur reste inchangée dans l'échantillon (sinon nous aurions autant de moyenne différentes que d'échantillons). Une variable aléatoire est dite stationnaire si toutes ses caractéristiques statistiques (moyenne d'ensemble, densité de probabilité, fonction de répartition...) sont constantes, quelque soit l'origine des temps. Il serait trop long de les étudier en détail ici.

II.1.3. - Variable aléatoire ergodique

L'ergodicité est un cas particulier des phénomènes aléatoires de même que la stationnarité. Cependant, il n'y a aucun lien entre la stationnarité et l'ergodicité, ce sont deux notions entièrement disjointes. Un processus est ergodique si ses moyennes

temporelles mesurées dans des échantillons de temps successifs sont identiques. En électroencéphalographie, il est possible de considérer la variable comme ergodique. En effet, les différences entre les divers échantillons de temps sont infimes.

II.1.4. - L'EEG est-il un signal aléatoire stationnaire et ergodique ? (81)

L'EEG peut être considéré comme un signal aléatoire pour deux raisons dont une seule suffirait.

La première est que les potentiels d'action reçu par un neurone sont des signaux en tout ou rien (signaux déterministes). Ils sont également aléatoires car la fréquence des potentiels d'action dépend à la fois de la sensibilité des récepteurs neuroniques aux stimulations reçues et également des modalités d'accommodation susceptibles d'intervenir au cours de la conduction.

La deuxième est due au fait que les neurones dont l'électrode capte les potentiels, se trouvent au même instant, dans des niveaux différents de dépolarisation. Leur fonctionnement est donc asynchrone.

Pour ces deux raisons le signal EEG est aléatoire. Il s'ensuit également que si les signaux perçus par chaques neurones sont déterministes ; leur somme n'est pas un signal déterministe. Ce serait vrai si tous les neurones étaient en phase et les fréquences des potentiels d'action identiques.

Le signal EEG est ergodique, cependant nous y apporterons quelques restrictions ; si nous considérons un intervalle de temps long (24 heures par exemple), il est bien évident que le EEG n'est pas ergodique. En effet, le sommeil apporte d'importantes modifications perceptibles même à l'oeil nu. Les différentes activités au cours de la journée modifient également le tracé. Si par contre nous prenons un intervalle très court, par exemple 5 secondes, le signal ne sera pas ergodique car l'échantillon est trop limité pour rendre compte de l'allure générale du phénomène et si nous effectuons, dans ces conditions la moyenne temporelle, nous verrons qu'elle varie avec le moindre "accident" de tracé et par conséquent nous ne pourrons en extraire une valeur caractéristique utilisable. Il s'agit donc de trouver un temps moyen où l'ergodicité soit respectée. Des mesures d'électrogénèse normale montrent que des temps d'analyse de 1 minute semblent satisfaisants. (Figure 11).

Il serait donc nécessaire d'effectuer toutes les mesures en EEG quantitative sur des temps avoisinant une minute. Le choix judicieux de l'intervalle de temps permet de réaliser un "lissage" du tracé EEG. Il est heureux que le délai nécessaire ne soit que de 1 minute, ce qui permet éventuellement de pouvoir rendre compte des accidents liés par exemple à l'administration d'un agent pharmacodynamique. En effet, il est possible de démontrer que, dans les condi-

tions habituelles de ce genre d'expérimentation, la perturbation apportée demeurera visible, même si elle n'est que de très faible durée.

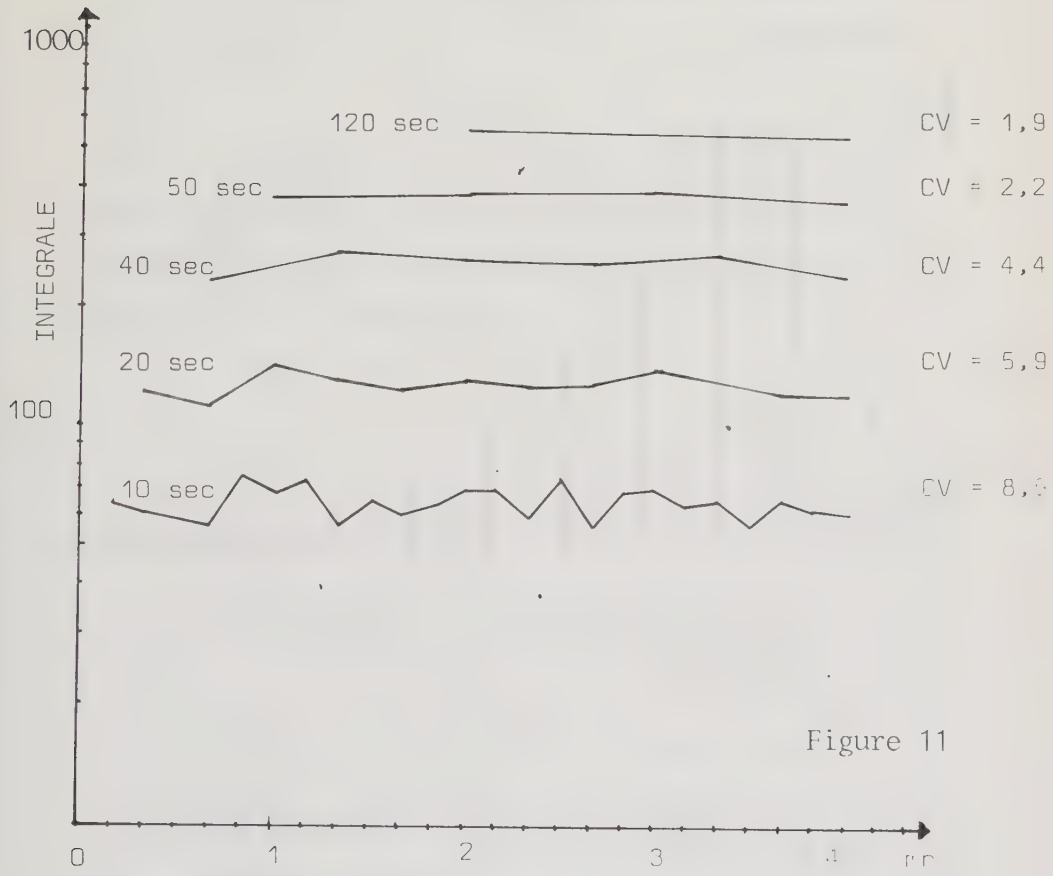


Figure 11

II.2. - Histogrammes

Un histogramme est une courbe représentant la distribution d'un paramètre en fonction de sa fréquence d'apparition dans un intervalle de temps déterminé.

II.2.1. - Histogramme d'amplitude : (22)

C'est une courbe représentant la valeur de chaque amplitude en fonction de sa fréquence d'apparition.(Figure 12)

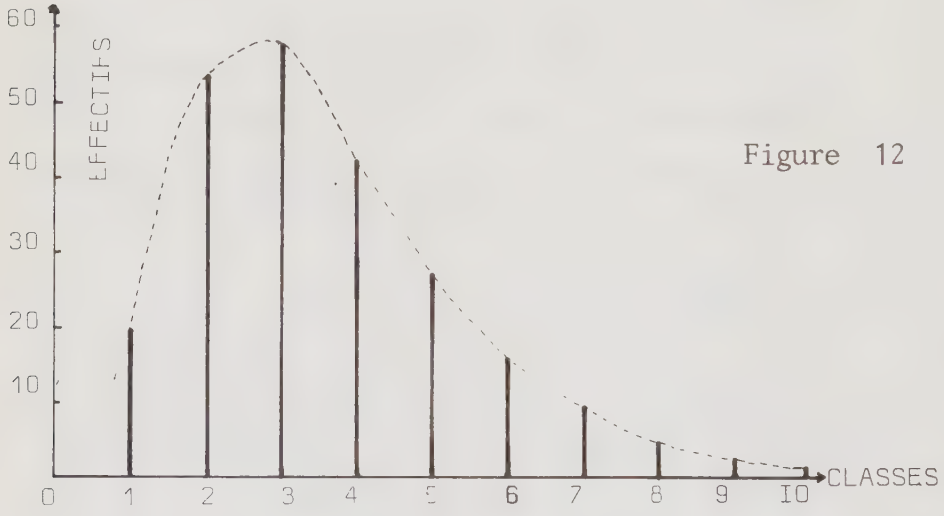


Figure 12

Il permet de juger dans quelle mesure évoluent les amplitudes.

Deux types de variations sont possibles :
- augmentation des basses ou des hautes amplitudes,
- augmentation globale des amplitudes correspondant à une augmentation de l'électrogénèse cérébrale.

La courbe obtenue est simili gaussienne : en effet, son flanc gauche est plus abrupt que son flanc droit alors qu'une courbe gaussienne pure est rigoureusement symétrique par rapport à la valeur moyenne.

Il est possible de prouver mathématiquement

que la courbe est presque gaussienne. (81)

En effet, nous appelons $-\varepsilon n$ et $+\varepsilon p$ (εn et $\varepsilon p > 0$) les potentiels d'action positifs ou négatifs qui composent après sommation algébrique le signal EEG. Nous appellerons p et q leur probabilité respective ($p + q = 1$). Nous considerons que la valeur de la tension x à un moment quelconque est x_r et que celle-ci est composée par la somme de r potentiels $-\varepsilon n$ et N-r potentiels εp. N représente le nombre total de potentiels émis à l'instant r.

Nous avons donc :

$$x_r = -r\varepsilon n + (N-r)\varepsilon p = N\varepsilon p - r(\varepsilon n + \varepsilon p) \qquad 1$$

$$r = \frac{N\varepsilon p - x}{\varepsilon n + \varepsilon p} r \qquad r \text{ pouvant varier de } 0 \text{ à } N \qquad 2$$

Nous appelons y_r la densité de probabilité à l'instant $r + \Delta r$, ceci revient à dire que : $y_r \Delta x$ est la probabilité de présence de x dans l'intervalle $(x_r, x_r + \Delta x)$

$$y_r \Delta x = C_r^N p^r q^{N-r} \qquad \text{avec } C_r^N = \frac{N!}{r!(N-r)!} \qquad 3$$

La différence de probabilité entre $y_{r+1}\Delta x$ et $y_r \Delta x$ est Δy avec $\Delta y = (y_r - y_{r+1}) \Delta x$ 4

$$y_{r+1} = \frac{N!\ p^{r+1}\ q^{N-r+1}}{r+1!\ (N-r)!} \qquad 5$$

$$\Delta y = y_r \Delta x \left| 1 + \frac{(r-N)p}{(r+1)q} \right| \qquad 6$$

Calculons : $\frac{\Delta y}{\Delta x}$

Nous remplaçons r dans (6) par la valeur de r dans (2) et nous posons :

$$\frac{1}{q} = 1 + \delta = b \qquad q < 1 \rightarrow b > 1$$

$$\text{donc } p = 1 - q = 1 - \frac{1}{1+\delta} = \frac{\delta}{1+\delta} \qquad \text{et } \frac{p}{q} = \delta$$

$$\frac{\Delta y}{\Delta x} = y_r \left| 1 + \frac{\left| (N\varepsilon p - x_r) / (\varepsilon n + \varepsilon p) - N \right| p}{\left| (N\varepsilon p - x_r) / (\varepsilon n + \varepsilon p) + 1 \right| q} = \right.$$

$$y_r \left| 1 + \frac{\left| N\varepsilon p - x_r - N\varepsilon n - N\varepsilon p \right|}{\left| \varepsilon p\,(N+1) + \varepsilon n - x_r \right|} \delta \right|$$

$$\frac{\Delta y}{\Delta x} = - y_r \frac{(N\delta - 1)\ \varepsilon n - (N+1)\ \varepsilon p + x_r\,(1+\delta)}{(N+1)\ \varepsilon p + \varepsilon n - x_r}$$

Si nous posons :

$1 + \delta = b$

$(N\delta - 1)\ \varepsilon n - (N+1)\ \varepsilon p = a$

$(N+1)\ \varepsilon p + \varepsilon n = c$

Nous obtenons :

$$\frac{\Delta y}{\Delta x} = -y_r \left| \frac{a + b\,x_r}{c - x_r} \right| \qquad 7$$

x_r est faible devant c donc $c - x_r \simeq c$

$$\frac{\Delta y}{\Delta x} = -y_r \left| \frac{a + b\,x_r}{c} \right| \qquad 8$$

Si $\Delta x \rightarrow dx$ $\Delta y \rightarrow dy$

$$\frac{dy}{dx} = -y \left(\frac{a + bx}{c}\right) \qquad 9$$

Posons alors :

$$t = \frac{a + bx}{c} \rightarrow \qquad x = \frac{ct - a}{b} \qquad dx = \frac{c}{b}\,dt$$

D'après (9)

$$\frac{dy}{y} = -dx \left(\frac{a + bx}{c}\right) = -\frac{c}{b}\,t\,dt$$

Intégrons $y = Ke^{-ct^2 / 2b}$

$$= Ke^{-(a+bx)^2 / 2bc}$$

Nous pourrons ainsi retrouver la formule classique d'une courbe de Gauss, en posant :

$$m = -\frac{a}{b} \qquad \sigma^2 = \frac{c}{b} \qquad K = \frac{1}{\sigma \sqrt{2\pi}}$$

$$y = \frac{1}{\sigma \sqrt{2\pi}}\; e^{-(x-m)^2 / 2\sigma^2}$$

Nous voyons donc que la probabilité pour qu'apparaisse un potentiel EEG, x, suit une loi gaussienne en première approximation.

Nous pouvons dès lors définir sur cette courbe de Gauss diverses caractéristiques statistiques. Les plus utiles seront la moyenne, la variance,

l'écart type et ils nous permettront de comparer entre elles diverses distributions.

II.2.2. - Histogramme de fréquence

L'histogramme de fréquence représente la distribution des diverses fréquences en fonction de leur densité de présence. C'est une courbe dont l'axe des abscisses porte la fréquence N_i et l'axe des ordonnées le nombre d'apparitions de cette fréquence N_i dans un intervalle de temps déterminé. L'histogramme de fréquence est très peu utilisé car son utilité est quasi nulle. Il ne tient en effet pas compte de l'amplitude de la fréquence mesurée mais seulement du nombre d'apparitions de cette fréquence. Il est donc très sensible au seuil de détection de l'analyseur de fréquence.

II.2.3. - Histogramme d'intervalle (60) (61) (63)

Mesurons le temps T séparant deux passages par zéro de la tension EEG, dont la dérivée est positive. (Figure 13)

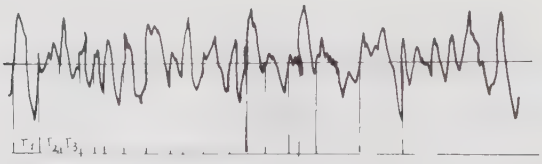


Figure 13

Le temps T ainsi obtenu peut représenter la pseudo-période d'un signal de fréquence $N = \frac{1}{T}$. Nous mesurons donc des intervalles de temps entre deux valeurs nulles successives, à dérivée positive de la tension EEG. Nous pourrons de plus mesurer une pseudo-amplitude. Celle-ci est définie par la différence entre la valeur maximum et la valeur minimum de la tension EEG prise dans l'intervalle d'une pseudo-période T. Nous avons ainsi défini deux grandeurs faciles à mesurer, mais qui n'ont qu'un faible rapport du point de vue mathématique avec les fréquences et amplitudes qui composent l'EEG.

Nous pouvons également mesurer le nombre de passages de la tension par une valeur quelconque différente de zéro. Nous obtenons ainsi une distribution des pseudo-fréquences en fonction d'une amplitude. (Figure 14)

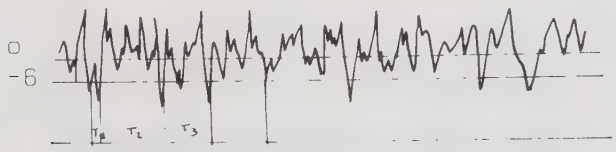


Figure 14

La pseudo-période se trouve être cependant un reflet de l'agitation du tracé EEG.

L'histogramme d'intervalle se définit donc comme la probabilité de présence d'une pseudo-période de valeur déterminée dans un intervalle de temps fixé.

Certains auteurs préfèrent séparer les histogrammes en deux et tracer d'une part une courbe représentant l'amplitude en fonction de la pseudo-fréquence d'autre part la pseudo-fréquence en fonction de la probabilité de présence.

II.2.4. - Diagramme amplitude-fréquence (39) (43) (48)

Ce sont des diagrammes à trois dimensions. L'axe des abscisses représente la fréquence, l'axe des ordonnées représente les amplitudes et en regard du point ainsi déterminé, nous écrirons un signe représentant le nombre de fréquences N_i ayant l'amplitude A_i. Sur notre exemple la fréquence 12 Herz ayant une amplitude de 40µV a été rencontrée 23 fois pendant le temps d'analyse . (Figure 15)

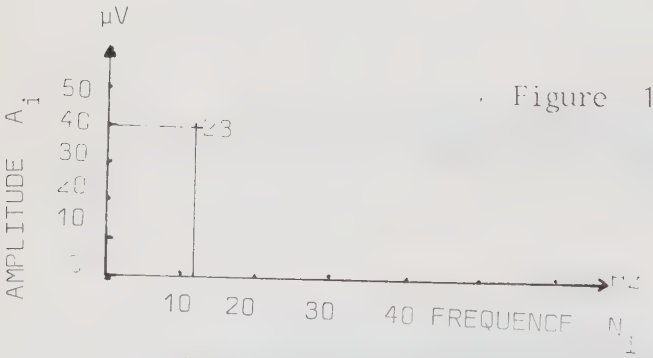


Figure 15

Nous voyons immédiatement les difficultés inérantes à l'établissement d'un tel diagramme. En effet, il est nécessaire de déterminer la fréquence avec tout ce que celà comporte de difficultés et de mesurer également l'amplitude correspondante. Après

quoi nous effectuerons le compte de chaque fréquence pour chaque amplitude. Tout ceci rend très pénible l'établissement d'un tel diagramme. De plus la lecture en est difficile. Bien souvent les chiffres sont remplacés par de petits cercles dont la taille est proportionnelle à la densité de présence. Ceci permet de donner une image plus évocatrice de la distribution. Aucunes grandeurs statistiques numériques n'est exploitable directement sur un tel diagramme. (Figure 16)

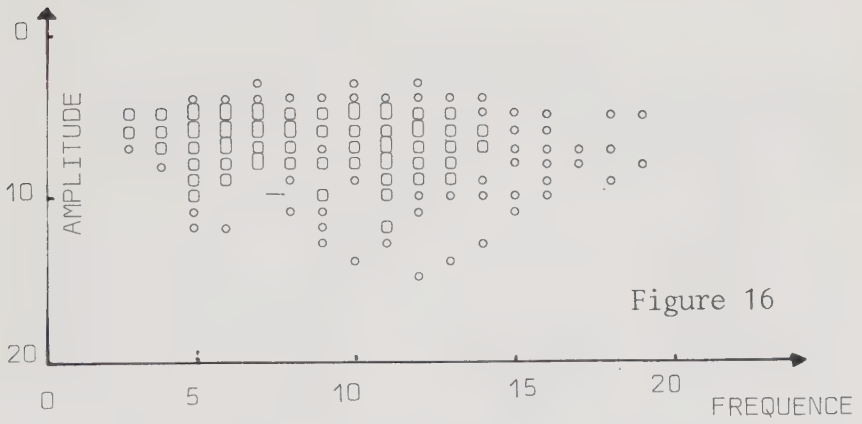


Figure 16

Pour cette raison des diagrammes simplifiés "amplitude-fréquence" sont généralement utilisés. Il donne l'amplitude moyenne (moyenne temporelle) de chaque fréquence. La courbe obtenue est loin d'être une courbe normale comme pour les histogrammes d'amplitude. (Figure 17)

Un tel diagramme n'est rien d'autre que la décomposition en série de Fourier du signal EEG (cf § II.5.).

L'amplitude figurée sur le diagramme est

définie par :

$$A_n = \frac{1}{T} \int_o^T a_n \cos n\omega t + b_n \sin n\omega t$$

Les termes cos nωt et sin nωt représentent la valeur de la n^e fréquence, N = nω/2¶. Les termes a_n et b_n représentent l'amplitude de crête de cette n^e fréquence. T, représentant la durée de l'analyse de l'EEG correspondant au diagramme. La distribution des a_n et b_n en fonction de n n'a aucune raison d'être normale. Devant une telle courbe, les caractéristiques statistiques sont difficilement définissables. Elles sont identiques à celles utilisables pour l'étude des spectres de puissance.

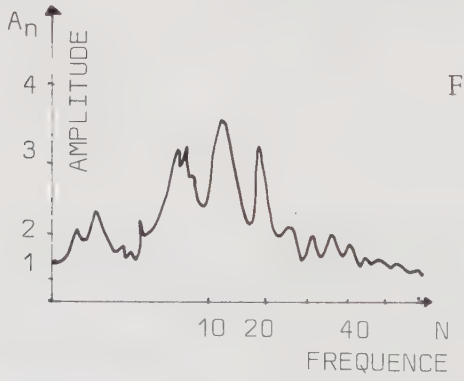


Figure 17

II.3. - Intégrale

L'intégrale d'un signal est l'expression :

$$I = \int_{-\infty}^{+\infty} x_{(t)}\, dt$$

ou $x_{(t)}$ représente l'amplitude du signal variant en fonction du temps t. Toutefois, cette expression n'est que peu utilisable si nous ne voyons pas exac-

tement ce quelle représente. L'intégrale d'une courbe est une valeur qui mesure la surface comprise entre la courbe d'une part et l'axe de la variable d'intégration d'autre part. Il est bien évident que l'intégrale d'un EEG prise entre des temps variant de $-\infty$ à $+\infty$ est elle même infinie. (Figure 18)

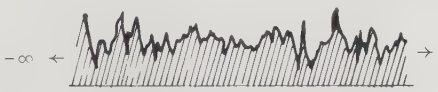


Figure 18

Nous allons donc ne considérer cette intégrale que dans un intervalle de temps limité. Par exemple, nous ne calculerons l'intégrale, donc la surface d'un EEG, qu'entre les temps 20mn et 22mn, après le début de l'enregistrement. Nous pouvons ainsi obtenir des valeurs de l'intégrale non infinies, régulièrement espacées et se prêtant à une étude de variation. (Figure 19)

Figure 19

Nous voyons également que l'intégrale peut mesurer la moyenne du signal

$\bar{x} = \frac{1}{2T} \int_{-T}^{+T} x_t \, dt$ ou T est la durée d'analyse

L'intégrale étant définie à une constante près, la moyenne le sera également. La position arbitraire de l'axe des temps n'influe donc que sur la constante d'intégration.

II.4. - Fonction de corrélation (12) (19) (59) (69) (79) (91)

II.4.1. - Définition mathématique

La fonction de corrélation est un élément fondamental de l'analyse des signaux aléatoires. Même si la valeur numérique de la fonction de corrélation peu d'importance en électroencéphalographie ; les débouchés qu'elle offre dans l'étude des spectres de puissances sont, eux, fondamentaux.

La fonction de corrélation est la "convolution du signal par lui-même décalé dans le temps". Dans le cas d'un signal aléatoire quelconque, la fonction de corrélation est :

$$Co = \int_{-\infty}^{+\infty} x_1 \, x_2 \, p(x_1, x_2, t_1, t_2) \, dx_1 \, dx_2 \qquad 1$$

$p(x_1, x_2, t_1, t_2)$ = densité de probabilité, qui est une fonction de x_1, x_2, t_1, t_2

x_1, x_2 = deux valeurs du signal correspondant aux instants t_1 et t_2.

Elle correspond à l'espérance mathématique du produit $\left[x\,(t_1) \times (t_2)\right]$

Si le signal est stationnaire, ces moments

sont indépendants de l'origine des temps. Par conséquent, seul importe leur différence d'abscisse.

Posons : $t_2 - t_1 = \tau$

Co devient : $Co = \int_{-\infty}^{+\infty} x_1 \, x_2 \, p(x_1, x_2, \tau) \, dx_1 \, dx_2$ 2

La formule (1) variait en fonction de trois variables. Celle-ci n'en a plus que deux, elle est donc représentable dans un plan, ce qui simplifie beaucoup son étude.

Nous avons de plus, un test de stationnarité. En effet, un phénomène est dit stationnaire si, en particulier, sa fonction de corrélation est indépendante de l'origine des temps : t_o, c_o ne devra donc être fonction que de l'intervalle τ. Si le phénomène est stationnaire, la moyenne statistique sera égale à la moyenne temporelle et seule la moyenne temporelle est mesurable en EEG. L'espérance mathématique énoncée en (2) est appelée également moyenne d'ensemble. Si le phénomène étudié est non seulement stationnaire, mais également ergodique, l'expression de Co devient encore plus simple. En effet, pour un phénomène ergodique, la moyenne temporelle est égale à la moyenne d'ensemble.

Nous pouvons donc définir la fonction de corrélation à partir de la moyenne temporelle.

$$Co = \lim_{T \to \infty} \frac{1}{2^{\tau}} \int_{-T}^{+T} x_{(t)} \, x_{(t+\tau)} \, dt \qquad 3$$

Au lieu de la fonction de corrélation sta-

tistique (1) nous avons une fonction temporelle directement accessible à l'expérience. En effet, dans (1), il nous fallait déterminer la densité de probabilité $p(x_1, x_2, t_1, t_2)$ et nous intégrons suivant x ; dans (3), nous n'avons plus besoin de cette densité de probabilité difficile à obtenir et nous intégrons sur un temps.

· Un signal est dit centré si sa fonction de corrélation répond à l'égalité $Co\ (\tau=0) = \overline{x^2}(t)$. On démontre que pour qu'un signal aléatoire soit ergodique, il suffit que sa fonction de corrélation centrée tende vers 0 si $\tau \to \infty$. Ceci est le test d'ergodicité.

Nous voyons donc combien il est nécessaire de prouver qu'un signal est stationnaire et ergodique. C'est en effet, la seule hypothèse permettant de calculer la fonction de corrélation suivant la formule (3). Seulement n'oublions pas que la stationnarité et l'ergodicité sont deux hypothèses qu'il faut vérifier à chaque expérience.

II.4.2. - Intérêt

L'intérêt de la fonction de corrélation est grand. Elle permet en particulier de faire disparaître tout le bruit de fond qui se superpose à un signal. Une fois débarrassé de ces composantes aléatoires, il ne subsiste du signal que les éléments variants. Elle permet, en particulier, de faire ressortir une périodicité cachée. Par exemple, si un signal aléatoire

augmente d'amplitude toutes les 5 minutes, la fonction de corrélation présentera un maximum pour τ=5mn.

Nous parlons d'autocorrélation s'il s'agit de comparer le même signal décalé dans le temps. Nous parlons d'intercorrélation, si nous comparons deux signaux différents. L'origine des temps peut alors soit être arbitraire, soit correspondre à t =0, si les deux signaux se déroulent en même temps.

Nous obtenons l'intercorrélation par la formule :

$$Co = \lim_{T\to\infty} \frac{1}{2T} \int_{-T}^{+T} x(t)\, y(t+\tau)\, dt$$

L'intercorrélation permet donc de mesurer la ressemblance entre deux tracés. Si nous appelons ε la quantité $x_{(t)} - x_{(t+\tau)}$ sa valeur quadratique moyenne est :

$$E_{(\varepsilon^2)} = \sigma^2_{x_1} + \sigma^2_{x_2} - 2Co\,(\tau)$$

ou σ^2_x est la variance de x

Plus ε est petit, plus se ressemblent x(t) et x(t+τ) et plus Co(τ) est grande ; donc, dans un morceau de tracé EEG, si il y a deux parties Δt qui se ressemblent et qui sont séparées par un temps τ, la fonction de corrélation Co(τ) présentera un maximum. Il y a donc un lien entre une forte fonction de corrélation et une ressemblance de tracés.

II.5. - Transformée de FOURIER d'un signal (47)

FOURIER a démontré qu'un signal périodique

quelconque pouvait se mettre sous la forme d'une somme de sinus et de cosinus de fréquence F, 2F, 3F, 4F,..., nF... avec n entier et $1 < n < +\infty$.

Si nous appelons x(t) ce signal, nous avons :

$$x(t) = \frac{ao}{2} + \sum_{n=1}^{n=\infty} (a_n \cos n\omega t + b_n \sin n\omega t) \qquad 1$$

a_o est la composante continue du signal

$$a_n = \frac{2}{T} \int_{\theta}^{\theta+T} x_{(t)} \cos n\omega t \, dt$$

$$b_n = \frac{2}{T} \int_{\theta}^{\theta+T} x_{(t)} \sin n\omega t \, dt$$

Toutefois, ceci n'est valable que pour les signaux périodiques. Nous allons lever cette restriction. Si nous considérons un signal quelconque non périodique, pendant un temps T et que nous translatons cette portion de signal nous obtenons : (Figure 20)

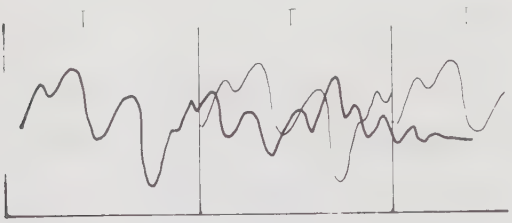


Figure 20

Ainsi un signal périodique de période T, est transformable par la formule (1). Supposons que $T \to \infty$, nous obtenons une représentation intégrale du signal de $t = -\infty$ à $t = +\infty$. Ceci est la transformée de FOURIER. Nous obtenons :

$$x(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} C\omega \, e^{j\omega t} \, d\omega$$

avec $C\omega = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} x(t)\, e^{-j\omega t}\, dt$

$C\omega$ est appelé la transformée de FOURIER de $x(t)$. Nous ne sommes pas étonnés de rencontrer ici des exponentielles complexes car nous savons que :

$\cos \omega t + j \sin \omega t = e^{j\omega t}$

ou $a_n \cos n\omega t + b_n \sin n\omega t =$

$$\frac{a_n - jb_n}{2} e^{j\omega nt} + \frac{a_n + jb_n}{2} e^{-jn\omega t}$$

Le signal $x(t)$ est donc une somme infinie de courbes d'allure $C\omega\, e^{j\omega t}$. Le coefficient $C\omega$ est un nombre complexe, il peut donc se mettre sous la forme $C\omega = U\omega + jV\omega$

Le module de l'amplitude de la fréquence $F = \frac{\omega}{2\pi}$ sera :

$$A\omega = \sqrt{U\omega^2 + V\omega^2}$$

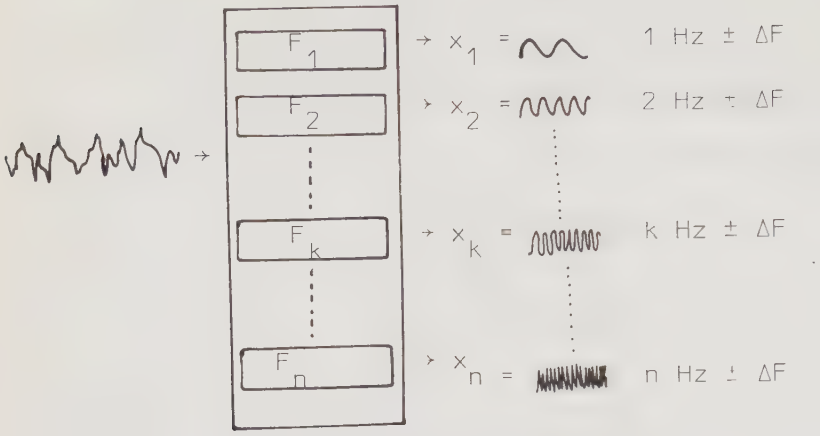
Ceci permet de calculer l'amplitude de chaque fréquencé composant le signal que nous voulons analyser.

II.6. - Spectre de puissance (79)

Le spectre de puissance ou densité spectrale d'un signal est la courbe donnant la puissance moyenne du signal par unité de fréquence.
Donnons un exemple :

Nous construisons un appareil capable de filtrer le signal à étudier de manière à faire ressortir les n fréquences qui le composent : chaque

filtre, f_k, a une bande passante de $\Delta f = \frac{1}{2}$ Hz (Figure 21).



Nous obtenons ainsi l'amplitude instantanée de chaque fréquence de Herz en Herz, de 1 à n Herz. Nous calculons la puissance de la $k^{ème}$ fréquence :

$$P_k = x^2{}_k$$

Puis nous effectuons une moyenne (temporelle) sur un temps T. Nous avons ainsi la puissance moyenne de la $k^{ème}$ fréquence :

$$\overline{P}_k = \frac{1}{T} \int_0^T x^2{}_k = \overline{x^2}_k$$

Le graphe de cette distribution est : (Figure 22)

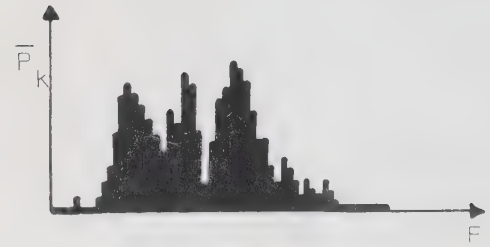


Figure 22

Maintenant, nous utilisons des filtres parfaits qui ne filtrent que la fréquence f_k et pour lesquels $\Delta f = 0$. Nous avons un spectre de raies (Figure 23) :

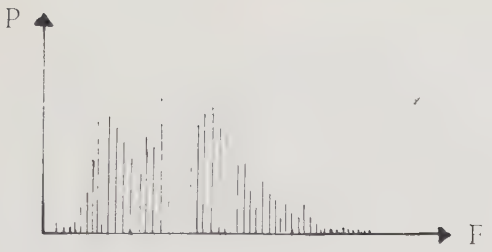


Figure 23

Nous pouvons définir une grandeur $D_s(f)$ qui est la densité spectrale de chaque fréquence F_k :

$$D_s(f) = \lim_{\Delta f \to 0} \frac{\overline{x_k}^2}{\Delta f}$$

Si nous faisons tendre le nombre de filtres vers l'infini, nous avons non plus un spectre de raies, mais une courbe continue. (Figure 24).

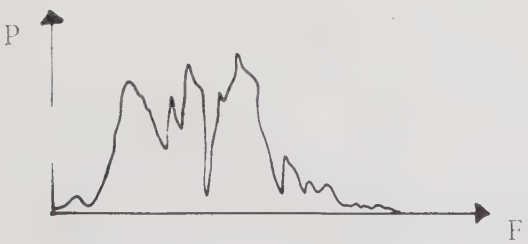


Figure 24

La puissance moyenne du signal entre les fréquences f_1 et f_2 sera donc :

$$\overline{P}(f_1 f_2) = \int_{f_2}^{f_1} D_s(f)\, df$$

ou en fonction de $\omega = 2\pi F$

$$\overline{P}(\omega_1 \omega_2) = \frac{1}{2\pi} \int_{\omega_1}^{\omega_2} Ds\ (\omega)\ d\omega$$

la puissance moyenne de f = o à f = ∞ sur un intervalle de temps T sera :

$$\overline{\overline{P}}(0,\infty) = \frac{1}{2\pi} \int_{o}^{\infty} Ds\ (\omega)\ d\omega \qquad (a)$$

D'autre part, la puissance moyenne du signal dans un intervalle $]-T, +T[$ sera :

$$\overline{P}\ (-T\ +T) = \frac{1}{2T} \int_{-T}^{+T} [x(t)]^2 dt$$

ou bien, si nous choisissons comme variable $x_T(t)$ défini par :

$$x_T(t) = \begin{cases} x(t) & \text{pour } |t| < T \\ o & \text{pour } |t| > T \end{cases}$$

Nous avons :

$$\overline{P}\ (-T\ +T) = \frac{1}{2T} \int_{-\infty}^{+\infty} [x_T(t)]^2\ dt$$

qui d'après l'égalité de PARSEVAL vaut :

$$\overline{\overline{P}}\ (-T\ +T) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{|X_T\ (j\omega)|^2}{2T}\ d\omega \qquad (b)$$

ou $X_T\ (j\omega)$ est la transformée de FOURIER de $x_T(t)$

$$X_T\ (j\omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} x_T\ e^{-j\omega t}\ dt$$

Identifions (b) et (a)

$$Ds\ (\omega) = \frac{|X_T\ (j\omega)|^2}{2T} \qquad (c)$$

la densité spectrale de puissance moyenne pour des temps t variant de $-\infty$ à $+\infty$ sera :

$$Ds\ (\omega) = \lim_{T\to\infty} \frac{\left|X_T\ (j\omega)\right|^2}{2T} \qquad (d)$$

La puissance totale représente donc la surface sous tendue par la courbe de la figure 24.

Toutefois, en EEG, il n'est pas possible d'utiliser des filtres de manière satisfaisante, car les fréquences sont très basses. Les mathématiciens ont alors trouvé une méthode pour calculer le spectre de puissance.

Si nous considérons le signal entre deux instants -T et +T, la valeur de la fonction d'autocorrélation sera :

$$Co_T\ (\tau) = \frac{1}{2T} \int_{-\infty}^{+\infty} x_T\ (t)\ x_T\ (t+\tau)\ dt \qquad (e)$$

$x_T(t)$ étant défini comme précédemment.

Nous sommes obligés de ne considérer le signal que entre -T et +T, car l'énergie totale d'un signal tel que l'EEG est infini, si t varie de $-\infty$ à $+\infty$. D'ailleurs, il est nécessaire de borner le signal car les échantillons ne sont jamais infinis.

La transformée de FOURIER de (e) est :

$$Fo\ Co_T(\tau) = \int_{-\infty}^{+\infty} Co(\tau)\ e^{-j\omega\tau} d\tau \qquad (f)$$

$$\frac{1}{2T} \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} x_T(t)\ x_T(t+\tau)\ e^{-j\omega\tau}\ d\tau\ dt \qquad (g)$$

D'après le théorème de FUBINI, cette intégrale double peut se mettre sous la forme :

$$\frac{1}{2T} \int_{-\infty}^{+\infty} x_T(t)\, e^{j\omega t}\, dt \int_{-\infty}^{+\infty} x_T(t+\tau)\, e^{-j\omega(t+\tau)}\, d(t+\tau) \qquad (h)$$

en posant : $t = (t+\tau) -$ et $dt = d(t+\tau)$

Nous regroupons ainsi tous les termes en τ dans la même intégrale. D'autre part, la transformée de FOURIER de $x_T(t)$ est :

$$F(x_T(t)) = \int_{-\infty}^{+\infty} x_T(t)\, e^{-j\omega t}\, dt \quad X_T(j\omega)$$

donc (h) est égale à :

$$\frac{1}{2T} \left[X_T(-j\omega)\right] \left[X_T(j\omega)\right] = \frac{1}{2T} \left|X_T(j\omega)\right|^2$$

Si $T \to \infty$ $\lim_{T \to \infty} Co_T(\tau) = Co(\tau)$

donc $\lim_{T \to \infty} \frac{1}{2T} \left|X_T(j\omega)\right|^2 = F\, Co$

Identifions avec [illegible] :

[illegible]

La densité spectrale de puissance est égale à la transformée de FOURIER de la fonction d'autocorrélation. Voici donc la raison de l'importance de la fonction d'autocorrélation. N'oublions pas que ceci n'est vrai que si les hypothèses de stationnarité et d'ergodicité sont vérifiées.

III - ANALYSE QUANTITATIVE DE L'EEG

Nous allons étudier différentes méthodes relatives à l'analyse de l'EEG en faisant ressortir pour chacune leur intérêt.

III.1. - Histogramme d'amplitude

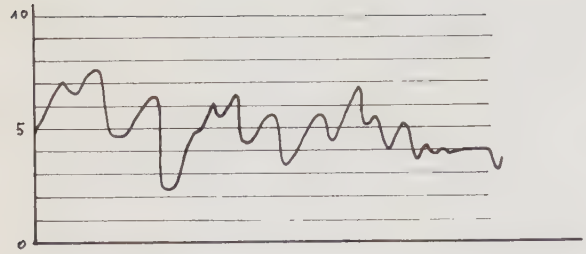
La définition en est donnée au paragraphe II.2.1.

III.1.1. - Méthode d'obtention

Différentes méthodes sont possibles pour déterminer l'histogramme d'amplitude. Les plus anciennes sont les plus simples et les plus fastidieuses. Les physiologistes se sont attachés à rendre le plus automatique possible ces méthodes pour les utiliser quotidiennement. Etudions-les par ordre de complexité.

III.1.1.1. - Méthode manuelle

Elle consiste à compter le nombre de passage de la tension EEG par un certain nombre de valeur de l'amplitude. Pour celà, nous enregistrons la tension EEG, sur un papier comportant des lignes longitudinales. A chaques lignes correspond une amplitude. Nous écrirons donc la valeur de l'amplitude rencontrée à chaque intersection EEG-Lignes. (Figure 25)



5 6 7 7 7 6 5 5 6 6 5 4 3 3 4 5 6 6 6 5 5 5 4 4 5 5 5 6 6
5 4 5 4 4 4 4 4

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	CLASSE
0	0	2	10	13	9	3	0	0	0	EFFECTIF

Figure 25

Nous avons sur l'exemple ci-dessus 10 classes d'amplitude. Il est évidemment conseillé d'augmenter le nombre de classes pour accroître la précision. Pour cela, il est nécessaire d'augmenter l'amplitude de l'enregistrement de manière que les maximum arrivent dans la classe la plus haute sans la dépasser. La valeur du zéro est définie par la plus basse valeur de la tension. Une bonne représentation en classe consiste à faire 20 classes de 1mm de large, ce qui fait 2cm d'amplitude maximum.

Le relevé de toutes ces amplitudes est long. Si nous prenons 20 classes de référence une minute de tracé représente environ 1500 mesures. Ce travail

de relevé nécessite 1 heure pour obtenir la densité de présence de chaque amplitude. Il faut ensuite tracer l'histogramme.

Devant ce travail fastidieux, des solutions automatiques ont évidemment été proposées.

III.1.1.2. - Méthode par comparateur de Zéro

Cette méthode compte le nombre de cas où la tension EEG est égale à une tension de référence. Pour cela nous utilisons un circuit qui s'appelle un comparateur de zéro (1) (70). (Figure 26)

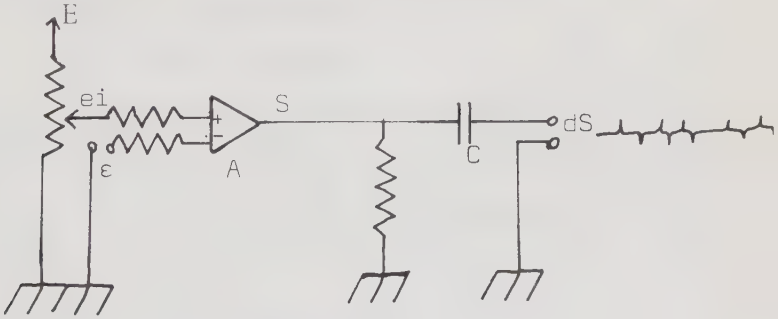


Figure 26

La tension EEG ε est amenée à l'entrée de l'amplificateur A sur son entrée inverseuse. Sur l'entrée directe, nous affichons une tension e_i de référence. Si $\varepsilon < e_i$, le point S sera à +E ; si $\varepsilon > e_i$, le point S sera à -E, car l'amplificateur ainsi monté à un gain quasi infini. A la sortie, après la capacité C, nous obtenons les variations seules de S. Nous ne décelons que les basculements de -E à +E du point S. Il suffit alors de compter les impulsions pour

avoir le nombre de passage de ε par la tension e_i. Si nous voulons 20 classes d'amplitude nous fabriquerons 20 comparateurs détectant des tensions e_1, e_2, e_3..., e_{20}. Le schéma général est le suivant : (Figure 27)

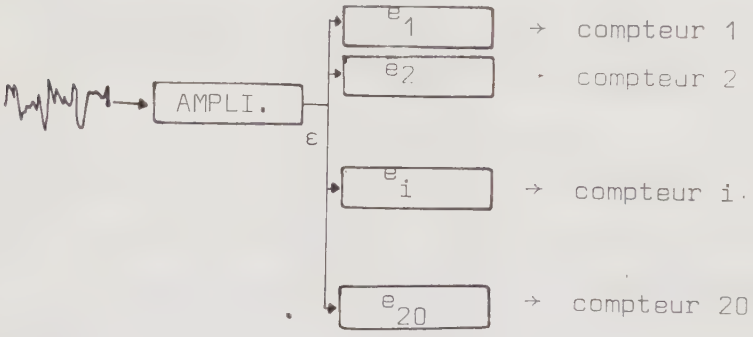


Figure 27

Le compteur i totalise donc le nombre de passage de la tension EEG par la valeur e_i. Le dispositif est entièrement automatique.

III.1.1.3. - Méthode par conversion tension-fréquence (1) (24) (70)

Cette méthode consiste à fabriquer un générateur dont la fréquence F soit fonction de la tension EEG. Nous obtenons donc un signal modulé en fréquence et dont chaque fréquence correspond à une tension EEG. Nous plaçons à la sortie de ce générateur une batterie de filtres accordés pour donner chacun une surtension pour des fréquences correspondant à des amplitudes régulièrement espacées de la tension d'entrée. Le schéma général est figuré en 28 :

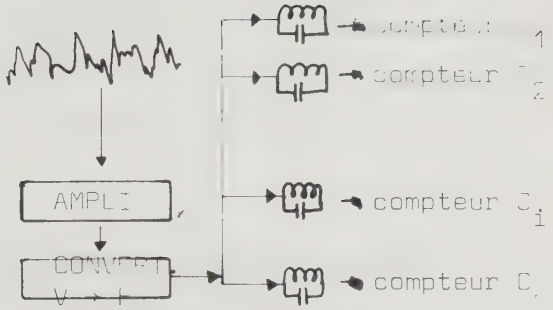


Figure 28

Après chaque filtre, un compteur additionne le nombre de surtensions produites. Par un étalonnage judicieux, nous pouvons obtenir le nombre de tension e_i rencontrée dans l'EEG. Ce montage possède l'avantage d'être moins onéreux que celui de la figure 27. En effet, ce dernier nécessitait 20 amplificateurs et 20 compteurs ; le deuxième ne demande que les compteurs. Le générateur tension-fréquence nécessitant au plus 5 amplificateurs opérationnels.

Il est même possible de ne pas utiliser les compteurs qui sont les éléments les plus onéreux. Il suffit de monter à la sortie des filtres une capacité qui est déchargée à intervalle régulier. La tension à laquelle elle se charge est fonction du nombre d'impulsions qu'elle reçoit. Si la capacité est alors déchargée à travers un relais celui-ci va rester en position travail pendant un temps qui sera fonction de la charge de la capacité. Le relais actionne alors une plume écrivant un trait dont la longueur est

fonction du nombre d'impulsions à la sortie du filtre. Par certaines modifications le système peut être rendu linéaire. Les plumes peuvent alors écrire directement sur le papier et inscrire l'histogramme d'amplitude à la suite de la portion de tracé EEG auquel il correspond.

III.1.2. - Caractéristiques statistiques et leur intérêt (2) (13) (14) (22) (23) (31) (46) (85)

Maintenant que nous sommes en possession de l'histogramme, le problème est de l'interpréter pour mettre en évidence ses éventuelles modifications. Nous avons dit que l'allure de la courbe était gaussienne. Ceci se vérifie sur la figure 12. Un certain nombre de paramètres caractéristiques d'une distribution normale sont calculables :

$\overline{m}$ = l'amplitude moyenne

N = le nombre de mesures effectuées

σ^2 = la variance

cv = le coefficient de variation

Dom = la dominante

G/D = rapport des classes de gauche aux classes de droite

I/VII = rapport de la 1ère classe à la 7ème

$\frac{100\overline{m}}{Dom}$ = pourcentage que représente la moyenne par rapport à la dominante.

III.1.2.1. - Moyenne

Elle est définie par :

$$\bar{m} = \frac{1}{2T} \int_{-T}^{+T} x_t \, dt$$

$$= \frac{\Sigma n_i . x_i}{N}$$

si x_i = amplitude de la classe i

n_i = effectif de la classe i

$N = \Sigma n_i$ = nombre de mesures effectuées.

La moyenne est toujours à droite de la dominante.

III.1.2.2. - Variance

La variance σ^2 est la moyenne des carrés des écarts entre chaque valeur et la moyenne $\bar{m}$:

$$\sigma^2 = \frac{\Sigma n_i (x_i - \bar{m})^2}{N} = \frac{\Sigma n_i x_i^2}{N} - \frac{2\Sigma n_i x_i \bar{m}}{N} + \bar{m}^2$$

$$= \frac{\Sigma n_i x_i^2}{N} - 2\bar{m}^2 + \bar{m}^2$$

$$= \frac{\Sigma n_i x_i^2}{N} - \bar{m}^2$$

On défini aussi l'écart type $\sigma = \sqrt{\sigma^2}$

La variance mesure la variabilité de l'histogramme. C'est une mesure de dispersion autour de la moyenne. Un EEG qui a une grande dispersion de ses valeurs par rapport à la moyenne aura une grande variance et inversement.

III.1.2.3. - Coefficient de variation

Le coefficient de variation cv exprime la valeur de l'écart type par rapport à la moyenne, exprimée en pourcentage :

$$cv = 100 \frac{\sigma}{\bar{m}}$$

C'est également une mesure de dispersion qui est moins sensible que la variance, mais également moins sujette à fluctuation.

III.1.2.4. - Autres variables

- la dominante, Dom, est la valeur de l'amplitude qui se produit le plus fréquemment. Elle correspond au sommet de l'histogramme d'amplitude.

- G/D : dans une répartition en 10 classes de l'amplitude, G/D, est la valeur de l'effectif des cinq premières classes sur les cinq dernières. C'est une mesure de symétrie de la courbe de Gauss. La courbe est rigoureusement symétrique si G/D = 1. Dans la réalité G/D est toujours supérieur à l'unité car la courbe est décalée vers la gauche.

- I/VII : c 'est le rapport de l'effectif de la première classe à l'effectif de la 7ème. C'est aussi une mesure de symétrie. Ce rapport est toujours supérieur à l'unité dans les conditions normales.

- $\frac{\bar{m}}{Dom}$: c'est la valeur de la moyenne par rapport à la dominante.

Elle se trouve toujours inférieure à l'unité dans des conditions normales.

III.1.2.5. - Exemples

Nous traiterons ici un exemple emprunté à Z. DROHOCKI (22), montrant l'action d'un analgésique sur le spectre d'amplitude. Le sommeil est provoqué chez un homme de 27 ans par l'absorption orale de 0,1g d'Immenoctal. Un spectre d'amplitude a été établi chaque minute et une moyenne de 4 spectres consécutifs est effectuée. Ceci permet d'obtenir une série de valeurs numériques, toutes les 4 minutes. De cette manière, les variations aléatoires de l'histogramme sont fortement atténuées. La valeur INT représente la valeur de l'intégrale de l'EEG (cf § III.4.). Nous reproduisons, ci-dessous, les données expérimentales de DROHOCKI.

-1 à 8 mn : état de veille. Les deux histogrammes permettent de définir l'état normal du sujet :

Dom en classe 3	$\frac{m}{Dom}$ = 0,64 et 0,81
G/D = 4 et 5,7	m = 3,49 et 4,11
I/VII = 2,3 et 1,2	cv = 53

L'absorption d'Immenoctal se situe à la 8ème minute.

- 8 à 16 mn : les seules modifications perceptibles sont celles de cv qui passent de 52 à 50, alors qu'aucun signe clinique ne se manifeste.

- 16 à 20 mn : la dominante ne change pas

G/D, diminue = 2,1

I/VII est inférieur à 1 = 0,63

$\overline{m}$/Dom = 1

$\overline{m}$ augmente

cv diminue toujours

Aucun signe clinique n'est jusqu'alors perceptible.

- 20 à 24 mn - La dom change de classe : Dom = 4

G/D diminue encore = 1,39

I/VII = 0,28

$\overline{m}$/Dom est supérieur à l'unité = 1,16

cv diminue

L'électrogénèse de l'EEG s'est transférée vers la droite, une légère somnolence apparaît.

- 24 à 32 - Le sommeil s'installe

Le rapport $\overline{m}$/Dom, INT et $\overline{m}$ continue à croître,

cv et G/D à diminuer.

- 32 à 44 mn - Le sujet est réveillé par un bruit prolongé, tous les paramètres annoncent un retour à la normale.

- 44 à 60 mn - La stimulation de réveil ayant cessé, les paramètres reviennent à leur position précédente.

- 60 à 72 mn - Une phase spontanée de sommeil plus superficiel s'installe transitoirement. Toutefois, si la dominante retourne à sa place normale, le cv reste bas et $\overline{m}$/Dom varie de 0,98 à 1,1.

- 72 à 88 mn - Le sommeil profond revient accompagné

des variations prévisibles de tous les paramètres.

- 88 à 92 mn - Le réveil est provoqué. Les rapports G/D ; I/VII et $\bar{m}$/Dom tendent à revenir à l'état normal. Le cv ne retrouve pas une valeur normale car l'action de la drogue persiste. "Le réveil clinique ne doit pas être confondu avec le véritable réveil physiologique".

- 92 à 96 mn - Les variables reprennent leur valeur normale mais le cv est toujours anormalement bas. L'électrogénèse restera anormale tant que toute la dose d'Immenoctal ne sera pas catabolisée, même si un réveil clinique total peut être observé.

Cet exemple met particulièrement bien en évidence l'apport de l'étude de l'histogramme d'amplitude à l'action des drogues. Celui-ci se révèle beaucoup plus sensible que l'étude de l'EEG à l'oeil nu ou que l'examen clinique du sujet. Nous pouvons dire dans cet exemple que tant que le cv n'aura pas atteint la valeur 50, le sujet sera encore sous Immenoctal. (Figure 29)

Veille	4'	279	514	540	418	268	160	94	53	30	17	8.282	2.373	3,49	1,85	53	4	2,3	0,64
	8'	212	435	506	439	342	246	172	104	68	39	10.534	2.563	4,11	2,14	52	5,7	1,2	0,81
Injection	12'	183	458	546	467	339	234	166	92	62	35	10.560	2.582	4,09	2,04	50	3,38	1,1	0,74
	16'	249	501	536	418	271	169	102	51	27	10	8.636	2.334	3,70	1,84	50	5,5	2,4	0,69
	20'	140	365	464	434	355	282	222	157	121	77	12.195	2.617	4,66	2,31	49	2,1	0,63	1,0
Sommeil	24'	85	292	422	448	414	349	298	227	185	130	14.820	2.850	5,20	2,38	46	1,39	0,28	1,16
	28'	64	246	370	393	382	349	317	255	208	164	15.141	2.748	5,51	2,43	44			
	32'	74	266	381	398	378	327	298	238	200	156	14.612	2.716	5,38	2,46	46			
Bruit	36'	135	348	436	419	352	236	179	128	97	64	10.701	2.394	4,47	2,18	49			
	40'	135	336	397	392	333	218	172	130	112	86	10.700	2.311	4,63	2,34	50			
	44'	211	452	501	395	263	181	135	85	58	34	8.982	2.315	3,88	1,89	49			
Somm. profond	48'	63	260	387	410	385	338	293	240	191	142	14.574	2.709	5,38	2,41	45			
	52'	70	277	381	405	379	317	275	214	177	130	13.099	2.625	4,99	2,40	48			
	56'	72	252	365	393	355	288	252	211	176	138	13.261	2.502	5,30	2,43	46			
	60'	53	246	375	403	383	344	307	248	211	159	15.009	2.729	5,50	2,42	44			
S. léger	64'	95	373	476	458	370	291	220	148	107	70	12.232	2.608	4,69	2,22	47			0,98
	68'	76	347	478	468	395	308	235	154	110	72	12.581	2.643	4,76	2,13	45			
	72'	101	360	457	432	343	268	206	140	103	74	11.551	2.484	4,65	2,20	47			1,1
Somm. profond	76'	62	302	434	447	381	319	256	197	146	100	13.405	2.644	5,07	2,32	46			
	80'	54	258	385	414	376	332	281	211	171	126	13.822	2.608	5,30	2,37	45			
	84'	82	279	380	387	346	260	222	178	148	114	12.028	2.396	5,02	2,27	45			
	88'	68	228	322	346	349	292	210	168	150	114	11.572	2.247	5,15	2,29	44			
Réveil	92'	135	343	406	377	274	148	102	70	56	42	7.890	1.953	4,04	1,91	47			
	96'	310	556	536	337	122	39	19	9	5	4	5.656	1.937	2,92	1,38	47			

Figure 29

III.2. - Diagramme amplitude-fréquence

Le diagramme amplitude-fréquence a été défini au paragraphe II.2.4. Les méthodes qui vont servir à le déterminer sont celles qui permettent de décomposer l'EEG en ses fréquences fondamentales et d'en mesurer l'amplitude moyenne.

III.2.1. - Méthode d'obtention

III.2.1.1. - Méthode manuelle (60) (82)

La méthode manuelle consiste à comparer chaque onde de l'EEG avec un étalon de fréquence. Cet étalon est reproduit sur la figure 30 :

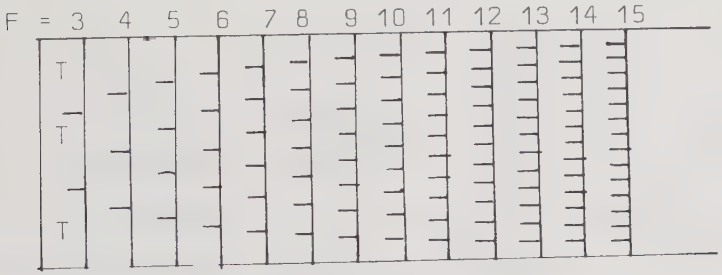


Figure 30

La technique consiste à faire coïncider deux traits verticaux avec une onde EEG. La fréquence est lue en face de la série de traits sur l'étalon. L'intervalle T entre deux traits correspond à la période d'un signal dont la fréquence est $F = \frac{1}{T}$. Il est donc bien évident que chaque étalon correspond à une vitesse de défilement du papier bien déterminée. L'exemple de la figure 30 correspond à 30mm/sec. Cette technique s'applique très bien aux signaux périodiques même si leur forme est parfaitement indéfinie. La fréquence

du fondamental se déterminera toujours très facilement. Par contre, la fréquence des harmoniques sera plus délicate.

L'EEG étant un signal non périodique, la détermination de ces diverses fréquences va s'effectuer par approximation. Ainsi chaque onde EEG est décomposable en un certain nombre de parties ; prenons par exemple le tracé de la figure 31 :

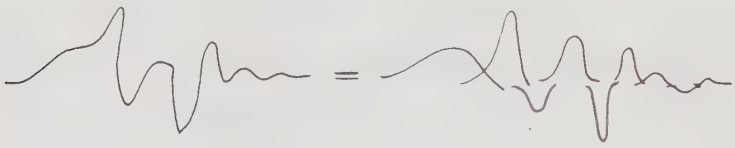


Figure 31

Avec l'étalon de fréquence, il est alors possible de déterminer chacune des fréquences qui composent un tel tracé. Il n'est pas nécessaire de l'avoir pratiqué soit même pour se rendre compte du travail que celà demande. L'imprécision est d'ailleurs colossale. Ceci explique que cette technique ait été si vite abandonnée pour recourir à des méthodes plus automatiques.

III.2.1.2. - Méthode photographique (47)

Cette méthode de réalisation simple fut mise au point en 1938. Elle consiste à tracer la transformée de FOURIER

$$C\omega = \frac{1}{2\pi} \int_{-\omega}^{+\infty} x(t)\, e^{-j\omega t}\, dt$$

par des méthodes optiques sans effectuer un seul calcul.

L'EEG est d'abord amplifié, puis traité par un oscillographe à miroir. Cet appareil est constitué d'un miroir monté sur un cadre de galvanomètre. Le miroir reçoit un faisceau lumineux. Un courant traversant le cadre galvanomètre va donc faire dévier le miroir et le faisceau lumineux réfléchi. Ce faisceau vient frapper une péllicule photographique de 35 mm en défilement continu dans un axe parallèle à l'axe du miroir. La vitesse de défilement est V. La péllicule photo une fois développée permet de voir le tracé EEG en ombre. (Figure 32)

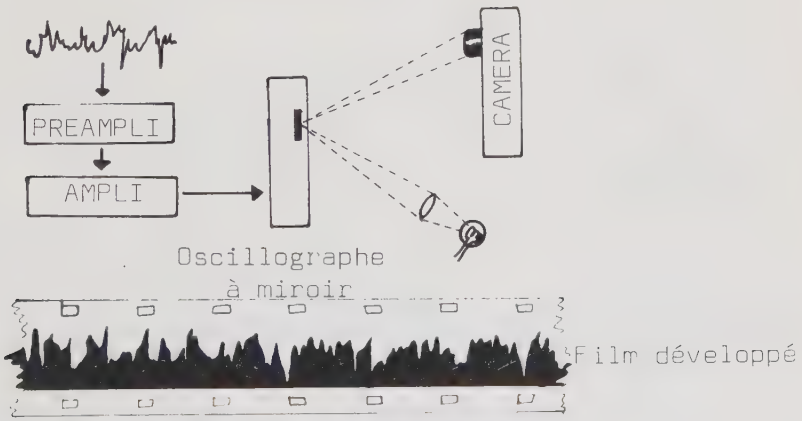


Figure 32

On forme alors une boucle avec le film en collant le début à la fin. On place l'anneau ainsi formé dans un appareil qui le fait défiler à une vitesse 100V. La pellicule passe alors entre une lampe et une cellule photoélectrique. La cellule va donc

recueillir un courant électrique qui aura mêmes caractéristiques que l'EEG, mais dont toutes les fréquences seront multipliées par 100. Les fréquences sont alors filtrées par un filtre variable portant sur sa commande de fréquence une pellicule photographique tel que le montre la figure 33.

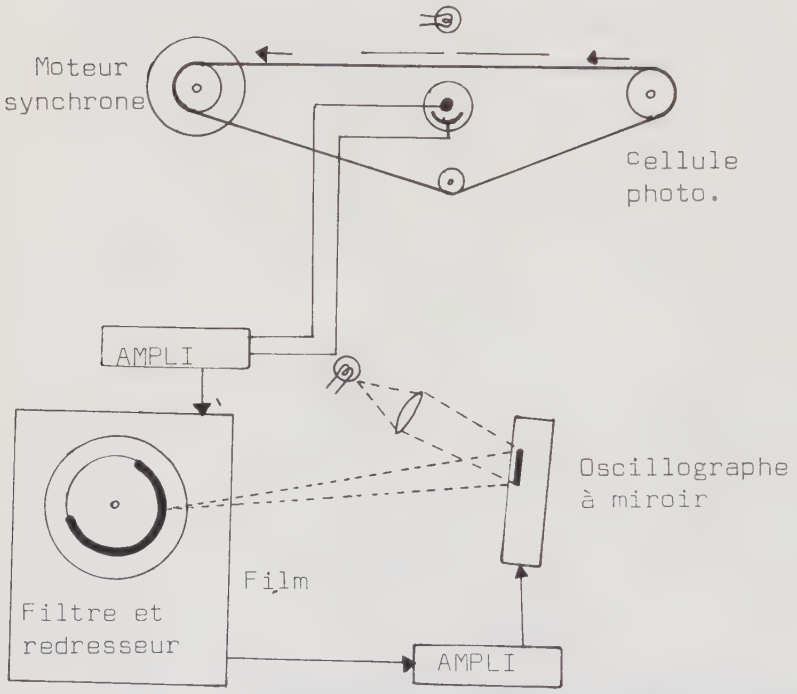


Figure 33

La fréquence entrée sur le filtre variable va être amplifiée à la sortie du filtre et introduite dans un deuxième oscillographe à miroir. Le filtre met 5 minutes à explorer de 0 à 60 Hz. L'enregistrement de l'EEG dure 30 secondes. Comme la vitesse de défilement devant la cellule photoélectrique est 100 fois plus rapide, toute la pellicule passe devant cette

cellule en 0,3 seconde. La bande sera donc lue 1000 fois. Les spectres de fréquence obtenus sont excellents, tel qu'en témoignent la figure 34.

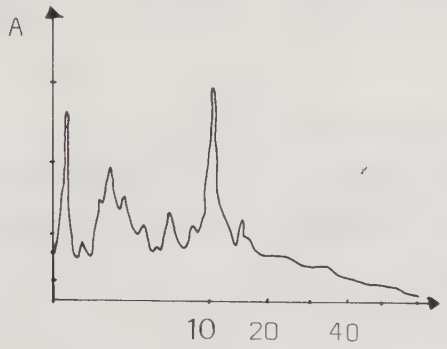


Figure 34

Il serait cependant intéressant de pouvoir comparer la précision et la fidélité à celles d'autres méthodes, mathématiques par exemple.

III.2.1.3. - Méthode électronique (1) (60) (70) (84) (93)

Un filtre électronique passe bande se compose d'une self et d'une capacité. Ce filtre est alimenté à travers une résistance par une tension à fréquence variable. La tension à ses bornes va passer par un maximum pour une valeur de $\omega = 2\P N$ appellée pulsation de résonance ω_R. A cette pulsation de résonance correspond une fréquence de résonance N_R : Figure 35.

Nous remplaçons maintenant ce générateur par un autre qui est capable de produire 10 fréquences simultanément. Nous aurons une surtension en V_s si une fréquence à l'entrée du filtre est égale à

$N_R = \frac{\omega_R}{2\pi}$. Ainsi la tension V_s sera un témoin de la présence de N_R. L'amplitude du maximum est aussi fonction de l'amplitude de la fréquence N_R et le filtre nous servira également à mesurer l'amplitude de N_R.

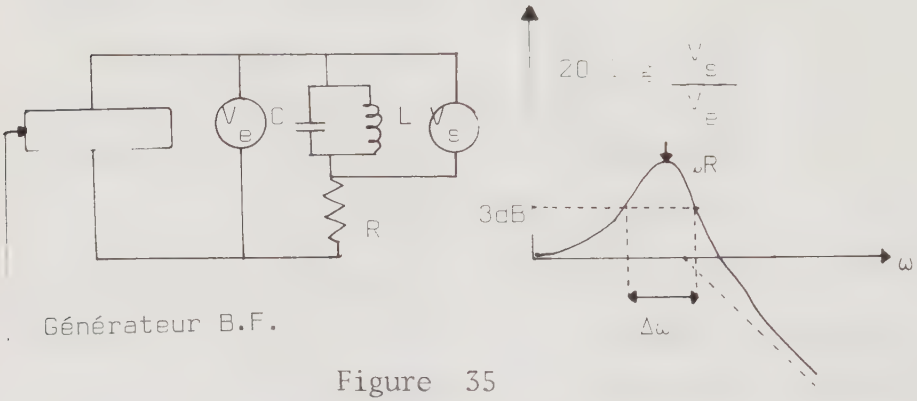


Figure 35

Toutefois, un tel filtre présentera une surtension pour des pulsations ω comprises dans l'intervalle Δω . Il détectera donc toutes les fréquences

$\omega_R \cdots \frac{\Delta\omega_R}{2}$

si sa sensibilité est de 3dB. Nous dirons que sa bande passante à 3dB est Δω. Le filtre idéal serait un filtre dont la surtension devrait avoir la forme de la figure 36.

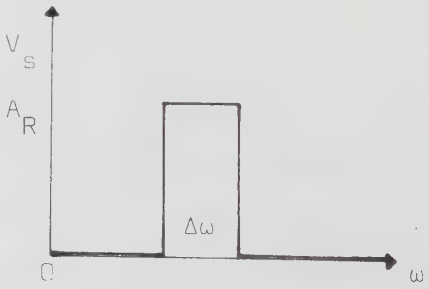


Figure 36

Ce type de surtension est idéal, mais impossible à réaliser. Cependant, les appareillages électroniques permettent de s'en approcher. On considère deux types de filtres : les filtres passifs et les filtres actifs.

Les filtres passifs (figure 35) sont quasi inutilisables en EEG, car les fréquences à détecter sont très basses et la surtension aux bornes du filtre diminue quand la fréquence diminue. Le coefficient de surtension est donc très faible aux basses fréquences (<50Hz). C'est pour cette raison que les filtres actifs ont été créés. Ce sont des filtres passifs montés en série liées par des amplificateurs. Tous les filtres sont accordés sur la même fréquence (Figure 37)

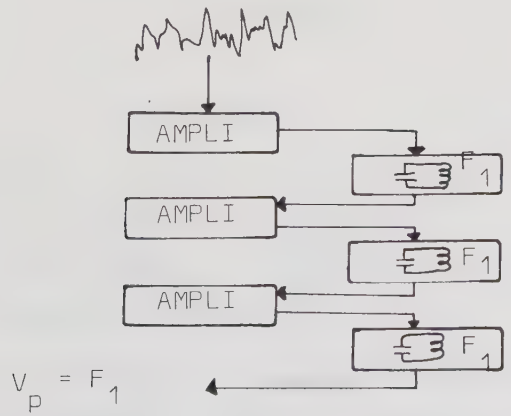


Figure 37

Les sélectivités de tous les filtres s'ajoutent. Il est ainsi possible d'obtenir des bandes passantes très étroites associées à des coefficients de

surtension importants.

Une autre catégorie de filtres actifs est représentée par des amplificateurs accordés. La contre réaction est un circuit en double T. L'amplificateur assure ainsi un gain considérable pour sa fréquence de résonance. De tels circuits permettent d'isoler toutes les fréquences comprises entre 2,5Hz et 100Hz avec une bande passante de 1/2 octave. Un tel filtre est représenté en figure 38.

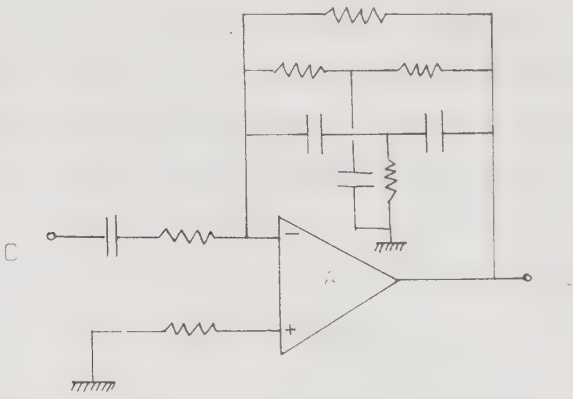


Figure 38

L'amplitude correspondante à chaque fréquence est mesurée par intégration. C'est donc l'amplitude moyenne relevée sur le temps d'analyse qui est ainsi mesurée. Pour cela, on connecte une capacité entre la sortie du filtre et la masse. Un voltmètre logarithmique mesure à intervalles réguliers la tension aux bornes de la capacité. Celle-ci est ensuite déchargée et remise en fonction pour démarrer un nouveau cycle. Cette méthode est rapide, peu onéreuse car les filtres

actifs ne sont pas excessivement chers. Son seul reproche est de mesurer des bandes de fréquence et non des fréquences. Il faut espèrer que la sélectivité des filtres pourra être encore augmentée. Enfin, des filtres très sélectifs existent qui fonctionnent sur le principe suivant : un oscillateur à réaction par résistance-capacité est maintenu juste au-dessous du niveau d'auto-oscillations par une contre réaction adéquate. Si nous envoyons à un tel système une impulsion de même fréquence que sa fréquence de résonnance, l'oscillateur va répondre par une sinusoïde amortie à décrement logarithmique. La sélectivité est excellente. Ils présentent l'inconvénient majeur de traduire une impulsion par une sinusoïde amortie. Si un deuxième choc de même fréquence survient au moment où la réponse est à minima, la présence de ce deuxième choc se manifestera par l'arrêt net de la sinusoïde amortie.

Le deuxième choc sera donc traduit par une diminution de la réponse. De plus si l'excitation n' est pas sinusoïdale, le filtre se révèle très sensible aux harmoniques. Il effectue lui-même la décomposition en série de FOURIER.

Il serait possible de diminuer le nombre de période de la sinusoïde de réponse en diminuant la contre réaction. Dans ces conditions, nous diminuons également la sélectivité pour obtenir des valeurs voisines de celles des autres filtres actifs. Ces filtres constituent donc de bons détecteurs de Spike.

III.2.1.4. - Méthode magnétique (15) (60) (73)

Nous venons de voir que la majorité des difficultés de la mesure des fréquences en EEG se heurte principalement à leur faible valeur. GRASS et GIBBS avaient trouvé une méthode pour accélérer ces fréquences en travaillant en temps différé. On peut arriver au même résultat, en temps différé à l'aide d'un enregisteur magnétique.

L'EEG est enregistré sur bande avec une vitesse suffisante pour obtenir une bonne fidelité. Il est lu ensuite de 60 à 100 fois plus vite. Les fréquences sont multipliées par 60 ou 100 et deviennent filtrables par de simples filtres passifs. Si l'enregistrement se fait à 2,5 cm/sec la lecture se fera à 250 cm/sec, ce qui est considérable.

III.2.2. - Caractéristiques statistiques (7) (11) (35) (38) (41) (42) (43) (76) (87)

L'analyse des diagrammes fréquence-amplitude est complexe, car il n'est pas possible de rattacher la courbe obtenue à une quelconque fonction mathématique. Il est donc nécessaire de faire appel à l'analyse discriminatoire. Celle-ci permet deux opérations : déterminer si la distribution des fréquences de l'EEG varie et caractériser chaque EEG par une ou deux variables. Cette étude a d'abord été mise au point par le statisticien R.A. FISCHER en 1936. Elle permet de différencier dans l'EEG, un certain nombre d'états comme la veille, le sommeil superficiel, le

sommeil profond et on classera une phase donnée d'enregistrement dans la catégorie qui lui correspond le mieux. Toute la complexité de l'analyse réside dans la mise en évidence de ressemblance. Les calculs sont irréalisables à la main. Ils sont longs et fastidieux avec une petite calculatrice. Le seul mode de calcul possible est l'ordinateur.

Des programmes ont été établis permettant l'étude discriminatoire entière avec classification en catégories. Le plus utilisé semble être le BMD 07M édité par DIXON en 1967 (University of California Press - Los Angeles).

Nous pouvons ainsi nous rendre compte combien une analyse précise de fréquence offre de difficultés. Pour cette raison, certains auteurs ont essayé de se passer de l'analyse des fréquences tout en gardant un témoin de l'activité et de la vitesse de l'EEG. Ainsi, sont nés les histogrammes d'intervalles.

III.3. - Histogrammes d'intervalles

L'histogramme d'intervalle a été défini au paragraphe II.2.3. Diverses méthodes peuvent servir à le déterminer.

III.3.1. - Méthodes d'obtention

III.3.1.1. - Méthode manuelle

L'histogramme d'intervalle est très facile à déterminer manuellement. Il suffit d'enre-

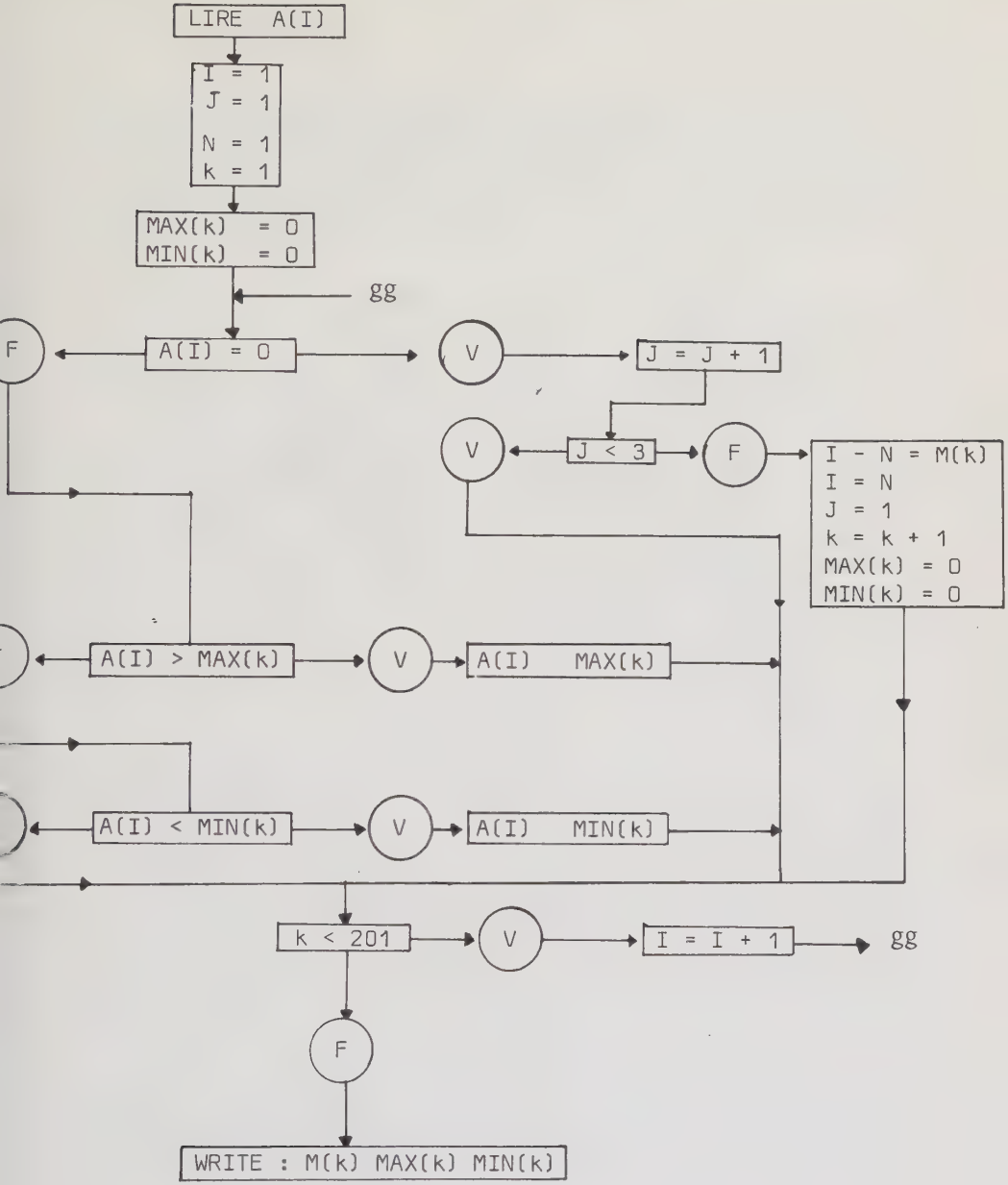
gistrer sur du papier millimétré en ayant soin de calibrer le zéro sur un trait horizontal. Nous mesurons alors la distance entre deux intersections de ce trait avec le tracé ascendant EEG (dérivée>0). Les valeurs du maximum et du minimum d'amplitude observées dans cet intervalle, fourniront les limites d'amplitude entre deux passages à zéro.

III.3.1.2. - Méthodes automatiques (10) (37) (60) (61) (63) (64) (89)

Elles sont évidemment préférables. La plus simple consiste à mesurer le temps séparant le premier passage du troisième, puis le temps du troisième au cinquième etc.... Ceci se réalise avec un comparateur de zéro, un montage bistable, une horloge et une imprimante. Celle-ci écrit le nombre d'unités de l'horloge entre deux remises à zéro.

Généralement les méthodes font appel à un calculateur, pour mesurer les amplitudes. Pour celà, le signal EEG est traité par un convertisseur analogique-numérique. Celui-ci communique au calculateur les valeurs des tensions et une horloge permet de connaître le temps séparant deux valeurs. Le signal issu du convertisseur entre dans le calculateur qui détermine les maximums, les minimums et même le niveau zéro.

L'organigramme du calculateur est le suivant - Figure 39.



A(I) = Ieme valeur de l'amplitude, codée en système numérique
(§ III.5.1.1.)
M(k) = valeur du kème intervalle en multiple de (I)
MAX(k) = maximum du kème intervelle " "
MIN(k) = minimum du kème intervalle " "

Figure 39

Ce programme est réalisable sur un petit calculateur comme le PDP 8L. Le calculateur peut également imprimer directement la courbe -Figure 40.

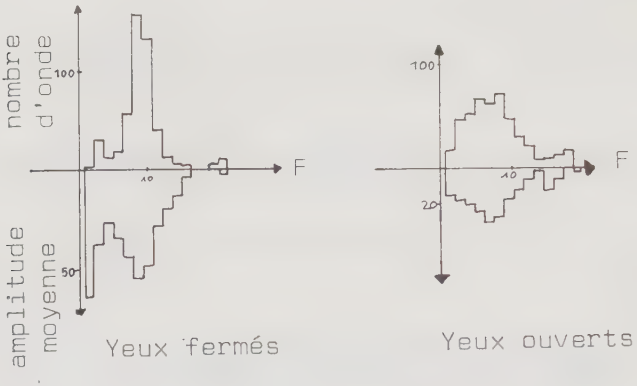


Figure 40

Chaque histogramme correspond à une minute d'activité. En effet, le temps d'analyse est important si nous voulons tenir compte des ondes lentes. D'autre part, chaque histogramme représente la distribution d'un certain nombre d'intervalles et il est intéressant de savoir à partir de quelle quantité d'intervalles la distribution se stabilise. Nous voyons sur la figure 41 que 200 intervalles sont bien représentatifs de la distribution. L'histogramme 100 présente des irrégularités très nettes alors que 400 n'apporte rien de plus que 200.(Figure 41)

Un autre facteur important est le filtrage du signal. Les hautes fréquences et les basses fréquences représentent souvent des artéfacts qu'il est bon de supprimer. Pour celà la meilleure solution

est d'intercaler un filtre passe bande entre l'amplificateur et le codeur analogique-numérique (4 à 16Hz, 12 dB/oct.).

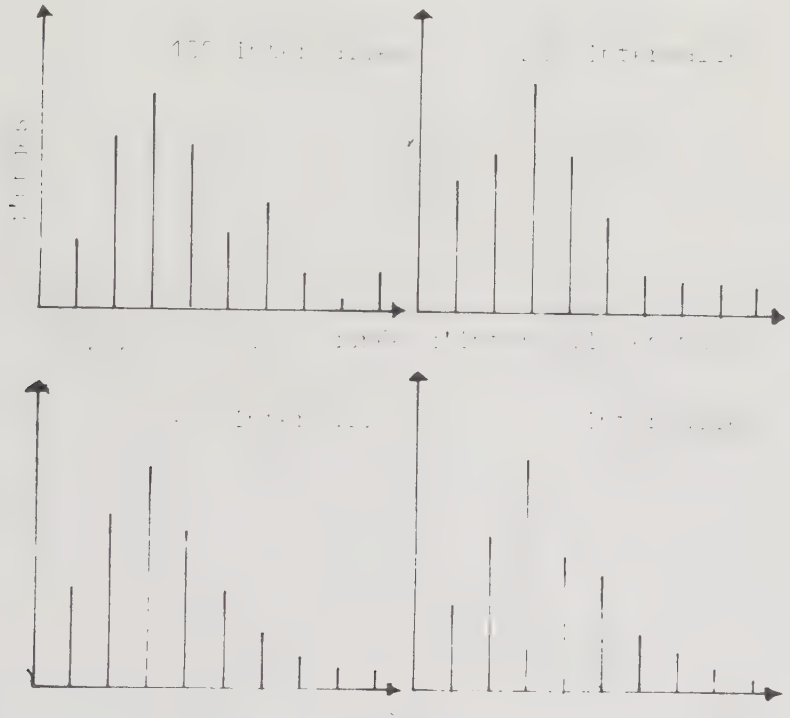
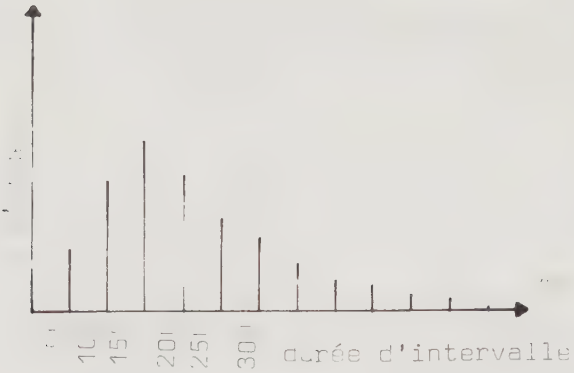


Figure 41

Il semble que si la bande passante du filtre est [illegible] tage tendance à tester gaussien.

[illegible] est réalisée avec un filtre de [illegible] :



Une autre variable importante est la valeur de chaque classe d'intervalle. La largeur de classe ne doit pas dépasser 50 m sec. Plus la largeur de classe sera petite, meilleure sera la précision. Il est à conseiller un lissage entre 3 classes consécutives (cf. III.5.1.3). Un tel histogramme régularisé serait plus apte à être analysé mathématiquement à la manière d'un histogramme d'amplitude.

La mesure des p[illegible]ao-fréquences n'a besoin d'aucune hypothèse. Son calcul ne requiert qu'un pe[illegible]. [illegible] ristiques statistiques de l'histogramme d'intervalle sont inexistantes. Nombreux sont les auteurs qui les utilisent sans chercher à les caractériser par des données numériques.

[illegible]

'intégrale représente la moyenne du signal [illegible]

la surface sous tendue par la courbe. Les méthodes de mesures des intégrales reposent sur l'une ou l'autre de ces affirmations.

III.4.1. - Méthode de mesure

III.4.1.1. - Méthode manuelle (60)

La première utilisée, elle consiste à découper le tracé EEG après enregistrement sur papier. Nous obtenons ainsi une bande dont le poids sera proportionnel à la surface. L'intégrale sera définie à une constante près, qui sera fonction de l'origine des ordonnées.

Cette méthode est simple, mais les méthodes automatiques le sont encore bien davantage.

III.4.1.2. - Intégrateur électronique (1) (21 à 28)

Nous savons que la tension aux bornes d'une capacité est :

$$v = \frac{1}{c} \int_0^t i\,dt$$

Les premiers intégrateurs utilisaient cette formule. Un condensateur est chargé par la tension EEG amplifiée et redressée. Il est déchargé à intervalle régulier. L'amplitude de chaque décharge représente l'intégrale de l'EEG. Ce système a plusieurs inconvénients :

- la charge n'est pas linéaire,
- il est nécessaire de mesurer l'amplitude de chaque

décharge ce qui entraîne une erreur supplémentaire.

Les intégrateurs suivants fonctionnaient sur un principe un peu différent. La tension EEG redressée chargeait une capacité. Quand la différence de potentiel aux bornes de celle-ci atteind la tension d'amorçage d'un thyratron celle-ci se vide et le thyratron devient conducteur. Le système enregistre une impulsion. Dans cet appareil la charge exponentielle de la capacité n'intervient pas car une impulsion correspond toujours à la même charge $Q = CV$, donc toujours à la même valeur de l'intégrale qui se mesure donc en multiple d'une unité de charge égale à la charge de la capacité. Celle-ci a donc avantage à avoir la plus faible valeur possible pour augmenter la précision de l'appareillage.

Une variante de ce système interposait entre la capacité et le thyratron un multivibrateur qui en facilitait l'amorçage. (Figure 43)

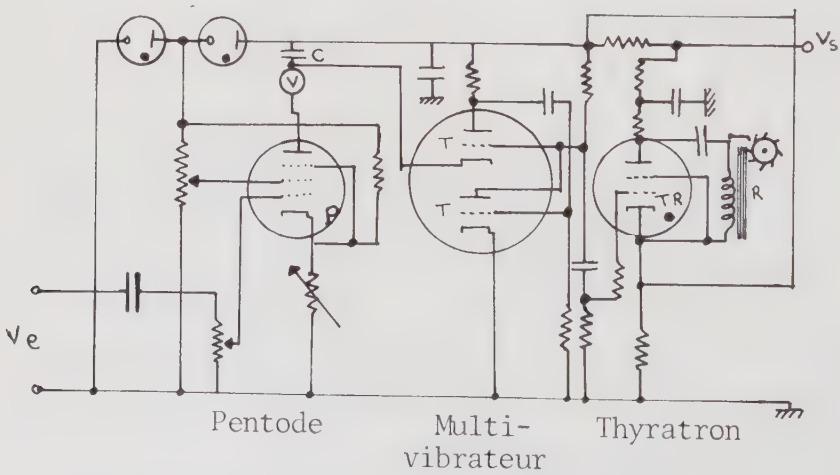


Figure 43

De tels appareils présentaient l'inconvénient qu'aucune tension n'était intégrée pendant la décharge de la capacité. Il en résultait un temps mort. De plus, l'intégrale n'était mesurable qu'avec une résolution au minimum égale à la charge de la capacité, ce qui introduisait une imprécision évidente et notable.

Dès lors, d'autres systèmes ont été mis au point : l'EEG redressé est appliqué à un multivibrateur dont la fréquence est proportionnelle à la tension de l'EEG d'entrée. Le nombre d'impulsions prélevées à la sortie du multivibrateur varie donc avec la valeur de l'intégrale. Après amplification, ces impulsions actionnent un compteur qui donne cette valeur. L'intégrateur mesure donc la valeur de l'intégrale de manière presque linéaire. Cependant l'appareil demande un certain temps pour traduire une amplitude par sa fréquence correspondante (temps de réponse ΔT). Sa précision sera d'autant meilleure que ΔT sera plus court. Les appareils conçus suivant ce principe sont suffisamment précis pour que la constante de temps intervienne peu. L'intervention du temps de réponse revient à considérer la courbe EEG non comme une fonction continue, mais comme une fonction en escalier. Nous retrouvons donc ainsi un échantillonnage de période ΔT. Il n'est donc pas nécessaire que ΔT soit nul, mais seulement égal à la moitié de la période de la fréquence maximum de l'EEG (théorème de SHANON). Ces intégrateurs permettent d'obtenir

4 chiffres significatifs et simultanément, l'établissement du spectre d'amplitude comme nous l'avons expliqué au paragraphe III.1.1.3., ce qui réalise une économie considérable.

III.4.2. - Caractéristiques statistiques

III.4.2.1. - Electrogénèse normale (E.G.N.) (28)

Nous mesurons la valeur de l'intégrale pour des temps T d'intégrale variable. Nous voyons que si T est infiniment petit, le graphe représentant les variations de l'intégrale en fonction du temps va être la reproduction exacte du tracé EEG. En effet la distribution temporelle des intégrales tend vers une limite qui est la distribution des amplitudes. Ce tracé sera donc très irrégulier. Si T augmente, l'intégrale va augmenter mais une moyenne va apparaître entre les fortes et les faibles valeurs de l'amplitude. Donc, si la période d'intégration augmente, le tracé de l'intégrale en fonction du temps va se stabiliser. Mesurons la valeur de l'intégrale pour des temps croissants en calculant chaque fois le coefficient de variation (voir figure 11).

A partir de $T \geq 1$ minute, l'EG devient pratiquement constante et prend une valeur qui constituera une référence si elle ne varie pas trop d'un individu à l'autre, ou, pour un même individu, d'un mois à l'autre. Dans ce but, de vérification, des histogrammes d'integrale ont été réalisés sur 354

sujets normaux et chez un individu (Barbara) sur lequel a été effectué 120 mesures d'histogramme d'intégrale réparties en 6 mois. (Figure 44)

Figure 44

Le test t de Student établi entre A et B, puis B et C, montre une différence significative (t = 2,80 et 3,16). Le même test établi entre A et C montre une différence non significative (t = 1,28). En conséquence, il semble possible d'utiliser soit la constante moyenne collective, soit la constante moyenne individuelle comme niveau de référence. Les variations de l'EEG peuvent donc être comparées à cette constante moyenne appelée électrogénèse normale.

III.4.2.2. - Mesures de variation

La première variation perceptible directement est l'évolution de l'intégrale dans le temps, comme le montre la figure 45 qui représente l'influence de l'hyperpnée.

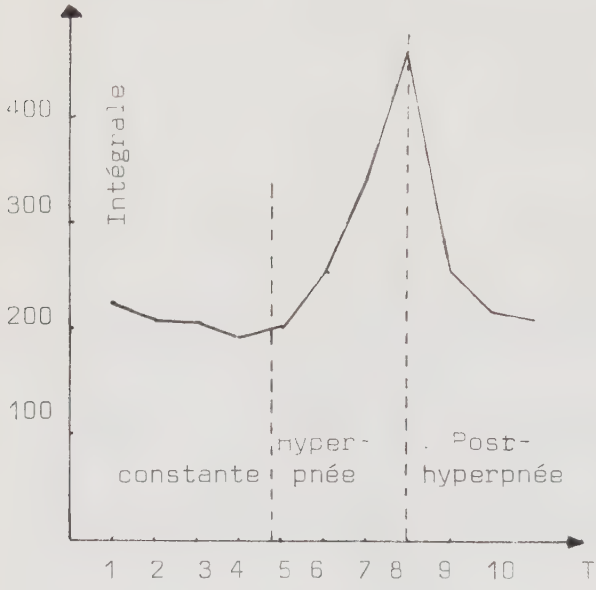


Figure 45

Cependant, l'interprétation de ces modifications demande la connaissance d'un intervalle de confiance chargé de préciser les fluctuations aléatoires de l'électrogénèse normale.

Les fluctuations auront 95 p. cent de chance d'être dues au hasard si elles sont comprises dans lintervalle :

$$m \pm \frac{t\,\sigma}{n} = m \pm \Delta$$

où m = moyenne d'un petit échantillon de mesure,

σ = écart type

t = valeur donnée dans la table du t de Student-Fischer pour n-1 degré de liberté à 5 p. cent de risque.

Cette formule n'est valable que si la distribution est une loi normale. Ceci se vérifie sur la figure 46 qui montre le spectre d'amplitude des intégrales à l'état de veille.

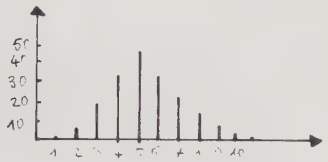


Figure 46

Prenons un exemple :

Une dose cliniquement inéfficace de "cardiazol" chez l'Homme provoque des variations de l'intégrale. (Figure 47)

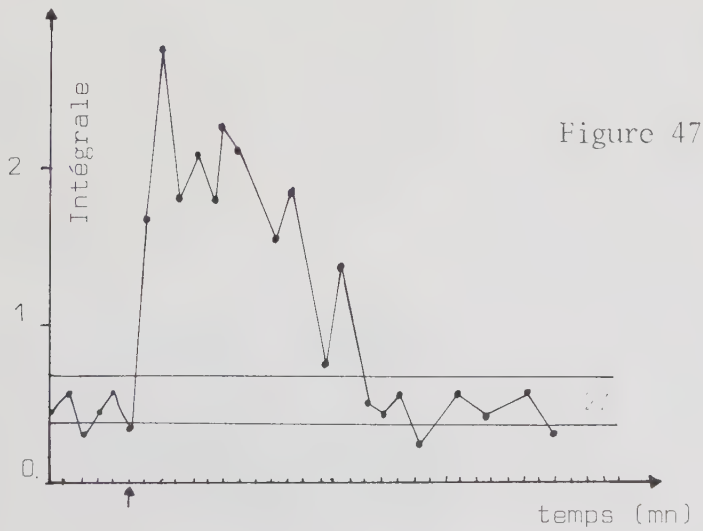


Figure 47

Déterminons l'intervalle de confiance Δ

$\overline{m} = 1,53$

$\sigma^2 = 0,46 \quad \rightarrow \quad \sigma = 0,68$

n = nombre de mesures de l'intégrale n=80

t à 80 degré de liberté pour 5 p. cent
= 1,96 ≃ 2

donc : $\Delta = \frac{2.\ 0,68}{80} = 0,152$

l'intervalle de confiance sera donc compris entre 1,38 et 1,68 et toute valeur de l'intégrale sortant de cet intervalle aura 95 p. cent de chance de n'être pas due au hasard.

Une autre mesure possible est celle du temps entre deux impulsions consécutives d'un intégrateur à thyratron. Ces intervalles sont calculés par un ordinateur qui établit également la moyenne et l'écart type de la variation des intervalles. Il est alors possible d'obtenir le rapport du coefficient de variation CV_I de la distribution des valeurs de l'intégrale, au coefficient de variation CV_E de la distribution des écarts entre deux impulsions. Il a été montré que les valeurs médianes de ce rapport correspondaient à des EEG normaux et les valeurs externes à des EEG altérés. En résumé des variations parallèles des deux coefficients traduisent des EEG normaux.

III.4.3. - Intérêt de l'intégrale (27) (32) (64) (68) (77) (90)

L'intérêt de l'intégrale a déjà été mis en évidence en montrant les variations dues à l'hyperpnée alors qu'aucune modification directement visible de l'EEG ne s'était manifestée.

Prenons un autre exemple :

Bien souvent les physiologistes croient que le curare n'agit pas sur le système nerveux, mais seulement au niveau de la plaque motrice. Des modifications de l'EEG relevé en cours de curarisation ont été attribuées à des modifications du rythme respiratoire entrainant une certaine anoxie cérébrale. Dans ces conditions, une anoxie doit s'accompagner d'une diminution de l'intégrale. Cependant, ceci est infirmé par l'expérience suivante : nous injectons à un lapin une dose de d-tubo curarine suffisamment faible pour ne pas nécessiter d'assistance respiratoire. Nous intégrons l'EEG et la respiration. L'EEG augmente de 15 p. cent et la respiration diminue de 30 p. cent, tandis qu'on note un accroissement de la dispersion des valeurs de l'intégrale (augmentation de la variance). Ainsi, l'intégrale permet de quantifier de manière simple, des variations minimes de l'Electrogénèse cérébrale.

III.5. - Spectre de puissance

III.5.1. - Méthode de calcul

Nous avons étudié précédemment la définition et le calcul mathématique du spectre de puissance à

partir de la transformée de FOURIER de la fonction d'autocorrélation (§ II.6.). Pour réaliser un tel calcul, nous sommes obligés de coder l'EEG numériquement. Ceci revient à mesurer l'amplitude de l'EEG à des intervalles de temps Δt constants.

III.5.1.1. - Codage numérique (3) (4) (74) (79)

A l'aide d'un convertisseur analogique-digital et d'un voltmètre numérique, nous allons découper le signal EEG comme le montre la figure 48.

Figure 48

L'intervalle Δt à une importance énorme. En effet, plus Δt est petit, meilleure sera la représentation du tracé EEG. Ceci relève de la théorie de l'échantillonnage dans laquelle le théorème de SHANON montre que :

$$\Delta t \leq \frac{T_{min}}{2}$$

T min étant la période de la plus haute fréquence (F max) existant dans l'EEG. Ceci revient à dire qu'une fréquence F ne sera valablement représentée que si elle possède au moins deux mesures par période.

(Figure 49)

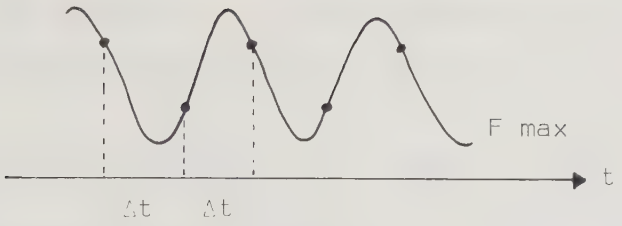


Figure 49

Pour calculer la fonction d'autocorrélation, nous appellerons $x_{(1)}$ la première amplitude et $x_{(I)}$ la Ième. Si la fonction d'autocorrélation implique un retard $\tau = m\Delta t$, nous avons la formule de $co(\tau)$ suivante :

$$co(\tau) = \frac{1}{N - m} \sum_{n=1}^{N-m} x(n\Delta t) \quad x(n\Delta t + m\Delta t)$$

N représentant la valeur de l'intervalle d'analyse T

$$T = N\Delta t$$

Pour un EEG, la fréquence maximum peut être considérée comme égale à 100. Ce qui donne :

$F\ max = 100 \qquad T\ min = 10^{-2} \qquad \Delta t < 5.10^{-3} s.$

La fréquence d'échantillonnage sera donc de 200Hz soit 200 points de mesure par seconde.

D'autre part, on ne peut pas choisir m trop grand par rapport à T et T min. Pour ne pas altérer le rôle de la période T min, nous devons avoir $T \geq 10\ T\ min$ et $m \leq 0,2N$.

Dans le cas présent :

$T = 10.10^{-2} = 0,1$ s.

$$N = \frac{T}{\Delta t} = \frac{0,1}{5.10^{-3}} = 20$$

$m < 0,2N = 4$

Nous ne pourrons pas calculer de spectres pour des durées inférieures à 1 dixième de seconde et τ ne pourra pas dépasser 2.10^{-2} s.

si $T = 4$ s $\qquad N = \frac{4}{5.10^{-3}} = 800$

$m < 0,2N = 160$ d'où $m\Delta t = 0,8$s.

Donc, plus l'intervalle d'analyse augmente plus le retard peut être grand ; si $T = 4$ secondes, τ sera compris entre 5.10^{-3} et 0,80. Ces problèmes d'échantillonnage sont fondamentaux pour l'analyse d'un spectre. La fréquence d'échantillonnage conditionne directement la largeur du spectre. Il sera donc inutile d'espérer détecter le rôle d'une fréquence supérieure à la moitié de la fréquence d'échantillonnage.

III.1.1. - Méthode simple (8) (20) (34) (44)

Si nous supposons que $1/\Delta t$ la fréquence d'échantillonnage, la fréquence maximum qui sera représentée par le spectre sera n_c fréquence de coupure.

La méthode simple fait intervenir la transformée de FOURIER du signal proprement dit : le i ème coefficient de FOURIER sera donc :

$$R_i + jI_i = \frac{1}{2n} \sum_{k=-\infty}^{+\infty} e^{-j\omega_i k\Delta t} x_k \quad \text{avec } \omega_i = 2\P i$$

R_i représente la partie réelle de la i ème fréquence et I_i, la partie imaginaire. La puissance moyenne de la i ème fréquence pendant le temps

$$\frac{k}{2n} \quad \text{sera} \quad \bar{P}_i = R_i^2 + V_i^2$$

Ce sera donc un nombre réel.

Dans la pratique, k ne varie pas de $-\infty$ à $+\infty$, mais de 0 à 2n (par exemple) donc :

$$R_i + jI_i = \sum_{k=0}^{2N-1} e^{-j\omega_i k/2n} x_k$$

Comme "i" vaut 0, 1, 2, ... , n-1 ; nous avons un spectre échantillonné tous les hertz

$$\bar{P}_i = \frac{1}{4n^2} (R_i^2 + I_i^2)$$

Cette méthode de calcul ne donne qu'une estimation du spectre. Il n'est pas possible d'en obtenir la valeur exacte car la série de temps ne peut pas être infinie.

Nous calculons donc :

$2n^2$ exponentielles complexes

$2n^2$ produits complexes

$2n^2$ sommes complexes

n additions réelles

Le calculateur demande 5 mn 30 s. pour effectuer le calcul des 256 premiers coefficients de FOURIER correspondant à 4 secondes d'EEG.

L'organigramme est représenté par la figure 50.

III.5.1.3. - Méthode de BLACKMAN et TUKEY

(8) (30) (67) (79)

Cette méthode utilise la transformée de FOURIER de la fonction d'autocorrélation telle que nous l'avons démontrée au paragraphe II.6.

Nous obtenons donc :

$$Co(\tau) = \int_{-\infty}^{+\infty} xt \; x_{(t+\tau)} \; dt$$

La puissance est une grandeur réelle, sa valeur est donc :

$$P_i = 2 \int_{-\infty}^{+\infty} \cos 2\pi i\tau . \; Co(\tau) \; d\tau$$

Dans le cas où $x_{(t)}$ n'est connu que par échantillonnage pour une période $m\Delta t$, le retard τ varie de 0 à $\theta/2n$. θ valant successivement 0, 1, 2,...., n-1.

$$Co(\theta) = \frac{1}{n} \sum_{k=0}^{n-1} x_{(k)} \; x_{(k+\theta)}$$

$$\text{et } P_i = \frac{1}{n} \sum_{\theta=-(n-1)}^{\theta=+(n-1)} Co(\theta) \cos 2\pi i \frac{\theta}{2n}$$

avec i = 0, 1, 2,...., n-1.

$$= \frac{1}{2n} \left[Co\ (\theta=0) + 2 \sum_{\theta=1}^{n-1} Co\ (\theta) \cos \pi i \frac{\theta}{n} \right]$$

$$= \frac{1}{n} \left[Co\ (\theta=0)/2 + \sum_{\theta=1}^{n-1} Co\ (\theta) \cos \pi i \frac{\theta}{n} \right]$$

Il est conseillé de filtrer les résultats. Ceci sera réalisé à l'aide d'un filtre sinusoïdal défini par :

$$P_i = 0{,}23\ P_{(i-1)} + 0{,}46\ P_i + 0{,}23\ P_{(i+1)}$$

Un lissage est ainsi réalisé qui tend à régulariser la courbe. Cette méthode est très avantageuse car elle est bien plus rapide que la méthode simple.

Nous effectuons en effet :

nm produits,

nm sommes,

n^2 cosinus,

n^2 produits,

n^2 sommes.

De plus, nous sommes débarrassés de toute la partie imaginaire du calcul. La précision est bien meilleure que par la méthode simple.

Pour 4 secondes d'EEG, les 256 premiers coefficients de FOURIER nécessitent 1mn 24s au lieu de 5mn 30s. (44)

Evidemment les calculs ne sont réalisables que par un calculateur. Il est nécessaire pour appliquer une telle méthode que le signal EEG soit station-

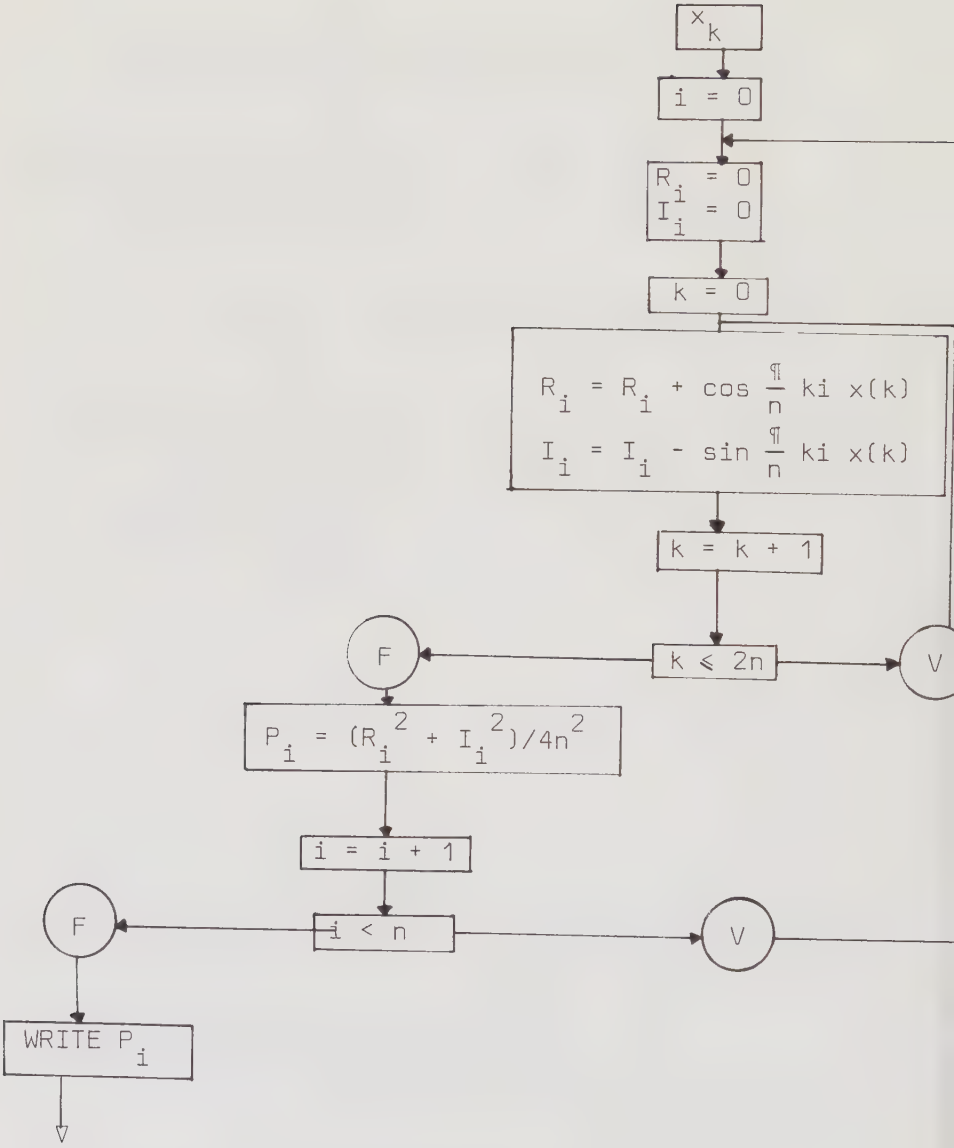

x_k
i = 0
$R_i = 0$
$I_i = 0$
k = 0
$R_i = R_i + \cos \frac{\pi}{n} ki\ x(k)$
$I_i = I_i - \sin \frac{\pi}{n} ki\ x(k)$
k = k + 1
k ≤ 2n
F
V
$P_i = (R_i^2 + I_i^2)/4n^2$
i = i + 1
i < n
F
V
WRITE P_i

Figure 50

naire et ergodique. Dans le cas contraire, la méthode n'est pas valable et donne des résultats abérents. L'organigramme est le suivant. Figure 51

III.5.1.4. - Fast FOURIER Transform (FFT)

(8) (29), (44)

Cette méthode permet de raccourcir encore le temps de calcul du spectre de puissance. Elle possède un inconvénient, que l'on peut minimiser en respectant certaines précautions. Nous partons en effet de l'hypothèse que la valeur maximum de k est une puissance entière de 2

$$k = 0, 1, 2, \ldots, m. \quad \text{avec } m = 2^P - 1$$

Le i ème coefficient de FOURIER est d'après la méthode simple :

$$R_i + jI_i = \sum_{k=0}^{2^P-1} e^{-j\omega_i k/2^P} x_k = \sum_{k=0}^{2^P-1} e^{-j\,2\pi i\, k/2^P}$$

Nous appelons E la quantité $E = e^{-j\,2\pi/2^P}$ qui est une constante car P est constant.

Le i ème coefficient de FOURIER est alors :

$$R_i + jI_i = \sum_{k=0}^{2^P-1} E^{ik} x_k$$

$$= \sum_{k=0}^{2^{P-1}-1} E^{2ik} x_{2k} + \sum_{k=0}^{2^{P-1}-1} E^{2k+1} x_{(2k+1)}$$

$$= \sum_{k=0}^{2^{P-2}-1} E^{2ik} x_{2k} + \sum_{k=0}^{2^{P-2}-1} E^{(2k+1)i} x_{2k+1}$$

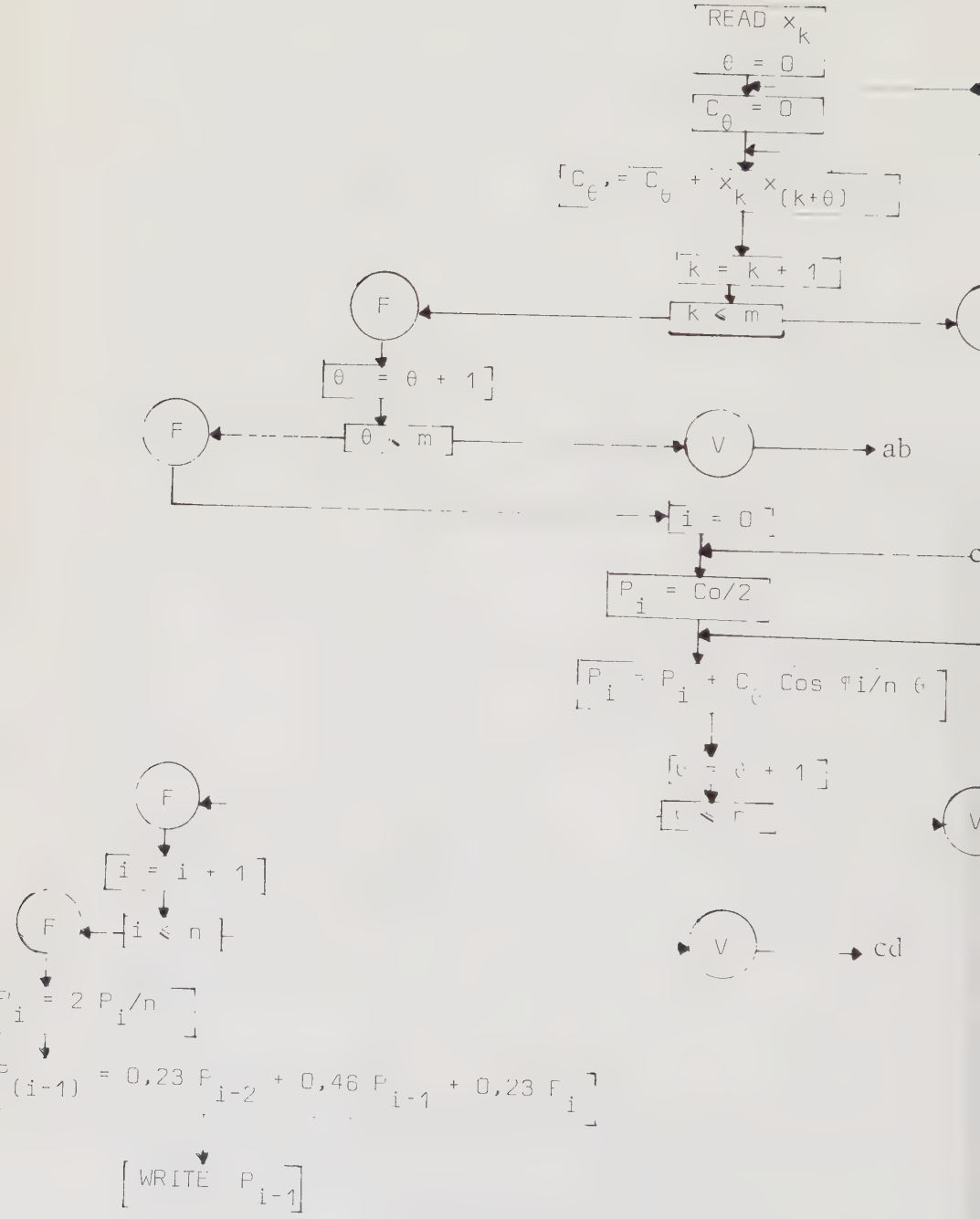

READ x_k
$\theta = 0$
$C_\theta = 0$
$C_\theta = C_\theta + x_k \times (k+\theta)$
$k = k + 1$
$k \leq m$
F
$\theta = \theta + 1$
$\theta \leq m$
F
V
ab
$i = 0$
$P_i = Co/2$
$P_i = P_i + C_\theta \cos \pi i/n \theta$
F
$i = i + 1$
$i \leq n$
F
$= 2 P_i/n$
$= 0,23 P_{i-2} + 0,46 P_{i-1} + 0,23 P_i$
WRITE P_{i-1}
V
cd

Figura 51

$$+ \Sigma_{k=0}^{2^{p-2}-1} E^{(2k+2)i} x_{(2k+2)} + \Sigma_{k=0}^{2^{p-2}-1} E^{(2k+3)i} x_{2k+3}$$

Nous avons ainsi une série de sommes qui se déduisent les unes des autres. A la q ème étape, nous obtenons le terme général d'ordre q :

$$R_i + jI_i = \Sigma_{h=0}^{2^q-1} E^{hi} \Sigma_{h=0}^{2^{p-q}-1} E^{2^q ki} x_{2^q k+h}$$

A la dernière étape p-q =1

$$R_i + jI_i = \Sigma_{h=0}^{2^{p-1}-1} E^{hi} \left[x_h + E^{i2^{p-1}} x_{2^{p-1}+h} \right]$$

Posons alors :

$$x_h^{1,i} = \left[x_h + E^{i2^{p-1}} x_{2^{p-1}+h} \right]$$

$$R_i + jI_i = \Sigma_{h=0}^{2^{p-1}-1} E^{hi} x_h^{1,i}$$

Nous pouvons donc combiner les termes deux par deux. Nous obtenons une série $x_h^{1,i}$ dont le nombre de termes est la moitié de la série initiale. Les coefficients de FOURIER restent les mêmes.

Prenons un exemple :

$$P = 3 \; ; \quad k = 0, 1, 2, \ldots\ldots, 7.$$

Calculons le premier coefficient de FOURIER $R_o + jI_o$

$$R_o + jI_o = \Sigma_{h=0}^{3} E^{0} \left[x_1 + E^{0} x_5 \right]$$

Calculons le cinquième coefficient de FOURIER $R_4 + jI_4$

$$R_4 + jI_4 = \Sigma_{h=0}^{3} E^{4h} \left[x_h + E^{16} x_5 \right]$$

Le deuxième terme de chaque coefficient sera :

$$E^{0} \left[x_1 + E^{0} x_5 \right] \quad \text{et} \quad E^{4} \left| x_1 + E^{16} x_5 \right|$$

or $E^{0} = 1$ et $E^{16} = e^{-j\, 2\P 16/8} = e^{-4\P j} = 1$

donc : $E^{16} = E^{0}$ et $x_1^{1,0} = x_1^{1,4}$

Nous pouvons donc nous rendre compte qu'il ne sera pas nécessaire de calculer tous les $x_h^{1,i}$ chaque fois qu'il sera nécessaire de les introduire dans le calcul. Il suffira de calculer toute la série des $x_h^{1,i}$ au début et de les mettre en mémoire. Nous pouvons ainsi les ressortir au moment voulu. Le nombre des $x_h^{1,i}$ à calculer est de 2^p.

Les calculs du nombre d'opérations à effectuer montre que la Fast FOURIER Transform est 50 fois plus rapide que la méthode simple et 25 fois plus rapide que la méthode de BLACKMAN et TUCKEY, le programme est assez complexe :

il faut tout d'abord calculer : $m = 2^p$ puis ranger les valeurs de x_k dans l'ordre nécessaire au calcul de $x_h^{1,i}$ comme le montre la figure 52.

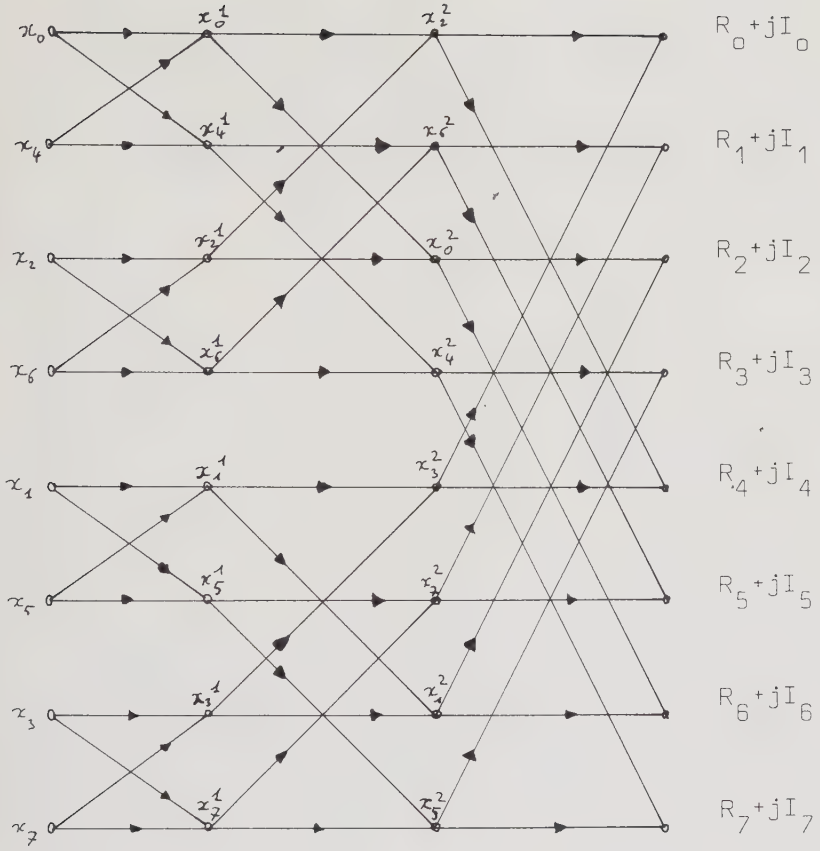


Figure 52

Puis calculer les exponentielles complexes et faire les sommes. Dans les mêmes conditions que précédemment, la FFT calcule les 256 premiers coefficients de FOURIER en 15 secondes. Un important bruit de fond apparaît sur le spectre . Pour le diminuer, un lissage est effectué par la formule :

$$P_i = P_{4i} + P_{4i+1} + P_{4i+2} + P_{4i+3}$$

ceci revient à effectuer la somme de 4 échantillons de la FFT. Le spectre est ici échantillonné tous les 1/4 Hz. Pour le rendre comparable au spectre obtenu par la méthode de BLACKMAN et TUCKEY on effectue le lissage et on obtient : (Figure 53)

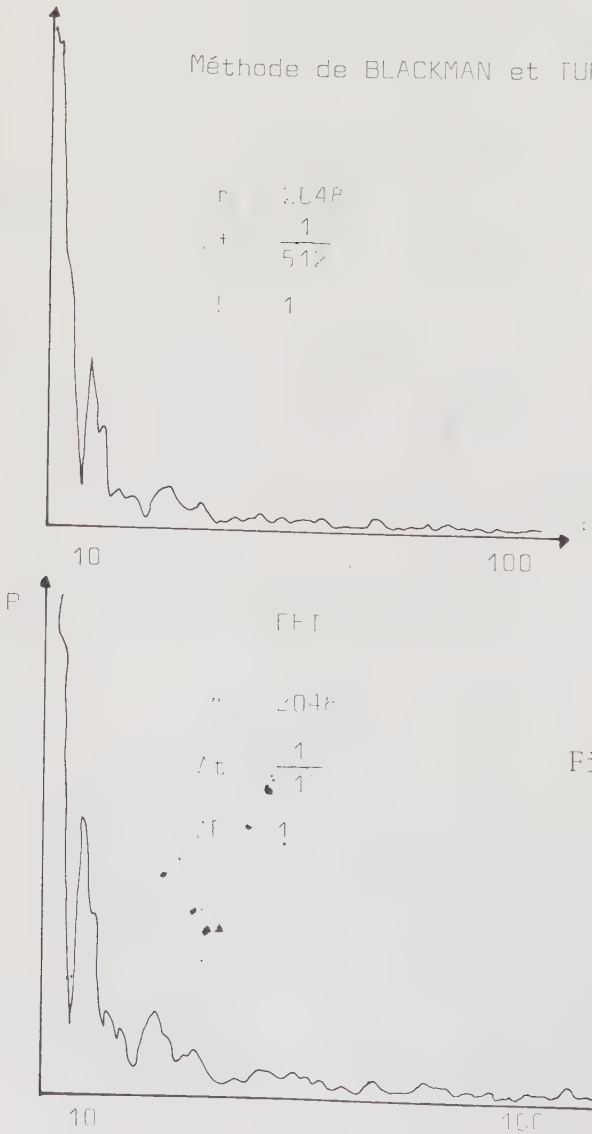


Figure 53

La FFT possède toujours son inconvénient majeur : $m = 2^{p-1}$. Nous allons essayer de la généraliser. Il y a deux méthodes :

- la première consiste à couper ou à prolonger par des valeurs nulles le nombre de points m pour obtenir une puissance de 2. Les résultats sont satisfaisants : (Figure 54)

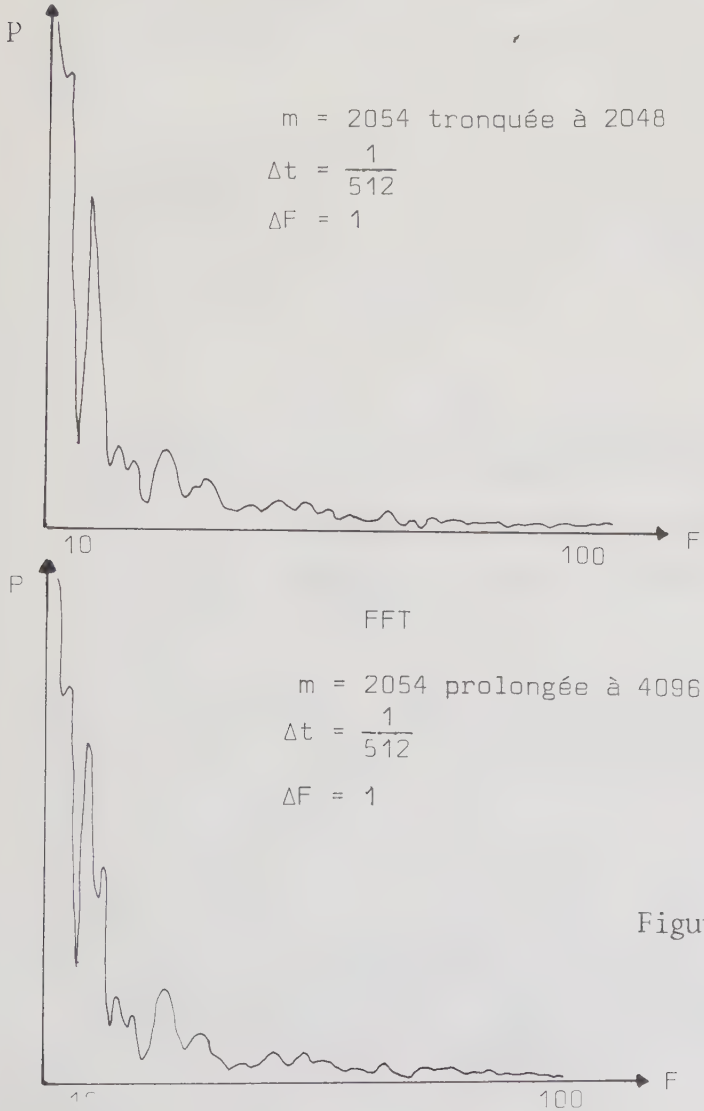


Figure 54

- la deuxième méthode consiste à découper le nombre de points en plusieurs séries d'une puissance de 2. Les résultats ne sont pas meilleurs que par tronquage. De plus le temps est nettement plus long car il est nécessaire d'appeler plusieurs fois le sous-programme FFT.

III.5.2. - Résultats (16) (33) (40) (54) (55) (62) (67) (83) (88) (92)

Nous commencerons par définir la puissance totale. La puissance totale est la somme des puissances moyennes de chaque fréquence. Elle est représentée par l'intégrale du spectre de puissance donc par la surface sous tendue par le graphe du spectre de puissance.

Pour effectuer une mesure de variation sur un spectre de puissance on effectue tout d'abord la moyenne entre n spectres. Il est ainsi possible de définir un spectre moyen de puissance. Chaque point du spectre moyen représente donc la moyenne des points de même fréquence de n spectres. Il est donc possible d'affecter à chaque point un écart type montrant sa variabilité - Figure 55.

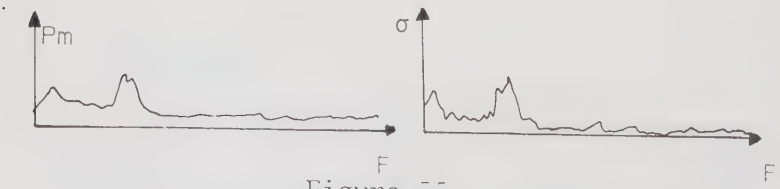


Figure 55

III.5.2.1. - Intérêt d'un test - Application (2) (33)

Pour mesurer la variabilité du spectre de puissance dans un intervalle de temps déterminé, il faut trouver une valeur qui puisse caractériser tout le spectre de puissance. Vu son aspect, il n'est pas possible de lui appliquer les mesures classiques de variabilité utilisées pour une loi normale.

Un coefficient a donc été défini. Soit P_i l'ordonnée de la i ème fréquence. Soit P_i^2 le carré de l'ordonnée qui nous permet de définir le carré du spectre comme étant :

$$\Sigma_{i=o}^{n} \; p_i^2$$

Le coefficient de variabilité répond donc à la définition :

$$k = \frac{\sqrt{\Sigma_i P_i^2}}{\Sigma p_i}$$

k est un coefficient sans dimension, car il est égal au rapport de deux puissances. Il se montre très sensible aux variations du spectre. Il permet par ses valeurs anormales d'éliminer les séquences non stationnaires. Il autorise donc un juste emploi de la méthode de BLACKMAN et TUCKEY.

Il est également possible de tracer le

spectre cumulé de fréquence. La première bissectrice représente le spectre cumulé d'un bruit blanc.

Prenons un exemple :

De la "bulbocapnine" est injectée à un rat. L'enregistrement est découpé en périodes de 20 minutes et dans chacune d'elle 10 séquences de 12 secondes sont choisies comme échantillons. Certaines sont refoulées après calcul de k, comme étant non stationnaires.

Deux sortes de courbes sont tracées :

- la première est la variation de k en fonction de m. m est défini par :

$$m = \sqrt{\Sigma P_i} = \sqrt{P_m}$$ Figure 56 a

- la deuxième montre la variation des maximums du spectre en fonction du temps. Une limite de signification a été déterminée par le test de STUDENT-FISCHER comme pour l'intégrale. Figure 56 b

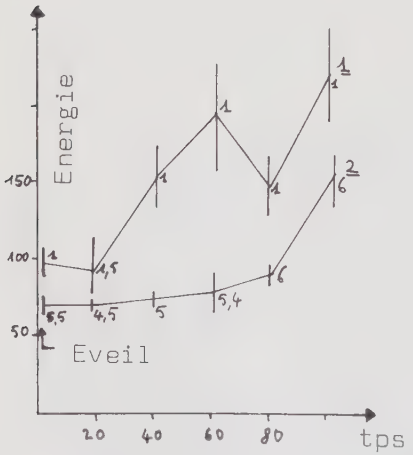


Figure 56 a

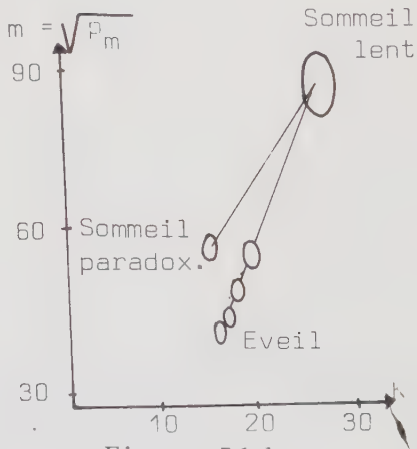


Figure 56 b

Deux courbes sont donc tracées correspondant aux deux maximum rencontrés : ≃4 Hz et ≃5,5 Hz (Figure [illegible] b).

Le test t de STUDENT-FISCHER suppose que les maximums des spectres moyens sont distribués normalement. La normalité peut être mesurée par le test de SHAPIRO. La discrimination des différents états de vigilance du rat est particulièrement visible sur la figure [illegible] a.

D'autres auteurs préfèrent représenter le spectre de puissance par le logarithme de la puissance relative. Cette puissance relative est le rapport de chaque puissance à la puissance moyenne. Il semble que cet usage déforme les spectres et n'apporte pas beaucoup d'information supplémentaire - (Figure 57)

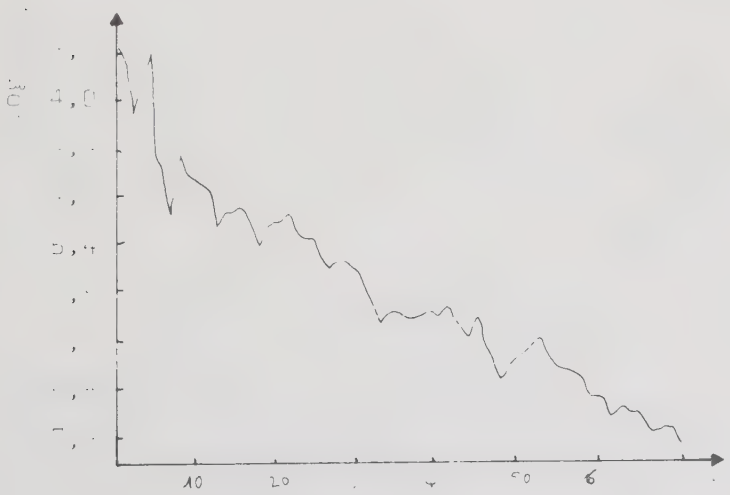


Figure [illegible]

Il est nécessaire de comparer l'intérêt de la pseudo-fréquence (cf. II.2.2.3.) avec celui des spectres de puissance. En effet, ils s'intéressent tous deux aux fréquences contenues dans le signal EEG.

La méthode des spectres de puissance exige un gros ordinateur, et c'est là son principal inconvénient. LEGEWIE lui trouve un certain nombre de désavantages : l'analyse du signal demande beaucoup de capacité de mémoire et un long temps de calcul sur ordinateur. Les résultats ne sont pas clairement interprétables actuellement. De plus, le principe de base de la détermination du spectre de puissance par la méthode de BLACKMAN et TUCKEY (méthode de référence) ne semble pas faire le contentement de tous. En effet, la stationnarité-ergodicité n'est pas toujours reconnue. (18) (53).

Malheureusement, aucune étude comparative n'a été effectuée entre la sensibilité de l'histogramme d'intervalle et celle du spectre de puissance vis à vis de l'action des agents pharmacodynamiques.

III.5.2.2. Difficultés de calcul

Il va sans dire que l'établissement d'un spectre de puissance n'est pas une affaire facile. Il requiert l'usage d'un gros calculateur ainsi que la conversion des données EEG, en un système

numérique. Tout ceci rend le spectre de puissance extrêmement couteux à établir.

D'autre part, les critères de stationnarité qui régissent la méthode de BLACKMAN et TUCKEY ne sont pas toujours vérifiés. Il en résulte que les méthodes sûres sont les plus difficilement utilisables : la méthode simple ou la FFT.

IV - ANALYSES AUTOMATIQUES (17) (63) (71) (75)

L'utilisation de nombreuses méthodes en EEG quantitative fait intervenir un calculateur. Les entrées de calculateurs peuvent s'effectuer sous différentes formes.

La fiche perforée est inutilisable pour introduire les données numériques. En effet, même dans un petit format d'entrée, le nombre de chiffres à taper est impressionnant et de plus la lecture en est longue.

Prenons l'exemple précédent :

m = 2048 en format I2, représente 4096 chiffres soit 57 cartes de données numériques. Si nous calculons 10 spectres par période de 20 minutes et que nous analyserons pendant 1 heure, nous devons taper 122 880 chiffres.

Seule la bande magnétique reste possible. Elle nécessite un transcripteur analogique-numérique qui est un appreil coûteux. Cependant, elle représente la seule forme possible d'analyse en temps réel. En effet, bien souvent le temps d'entrée des informations dans le calculateur représente plus que la durée du signal EEG à analyser.

Par exemple, le temps de calcul seul de 4 secondes d'EEG par la FFT représente 15 secondes de calcul. Toutefois les histogrammes ou l'intégrale sont plus rapides. Nous pouvons malgré tout nous

rendre compte que peu de méthodes d'EEG quantitative autorisent un travail en temps réel.

CONCLUSION

L'électroencéphalographie quantitative nous propose donc les nombreuses méthodes que nous venons d'analyser. Celles-ci sont variées tant sur le plan pratique que théorique. La plupart sont complexes et ne reflètent que quelques unes des caractéristiques essentielles de l'EEG.

Cette multiplicité des techniques montre combien les recherches ont été importantes en ce domaine. Elle montre également qu'aucune technique n'est idéale. En effet, il n'est pas possible à l'heure actuelle de résumer la totalité de l'information EEG par une seule méthode à la fois simple et complète. Il devient donc nécessaire d'exercer un choix, en tenant compte d'arguments pratiques et scientifiques.

Les éléments d'ordre pratique sont le matériel disponible, les possibilités d'utilisation d'un matériel complexe, la nécessité d'un travail en temps réel, la précision demandée, la longueur du temps d'analyse nécessaire à l'expérience.

Les élements d'ordre scientifique, sont imposés par la théorie même de l'analyse (amplitude, fréquence, puissance, charge, intervalle). Il sera par exemple impossible de mettre en évidence des variations de fréquences

entre deux EEG en utilisant un histogramme d'amplitude.

Ces éléments scientifiques sont donc fondamentaux.

Cependant, parmi toutes ces méthodes, celle du spectre de puissance paraît particulièrement séduisante. En effet, seule, elle permet de traduire l'information complète d'un EEG. Malheureusement, sa lourdeur d'emploi nécessite l'utilisation d'ordinateurs, dont seulement les plus récents permettent de travailler en temps réel. Les calculateurs analogiques peuvent également être utilisés avec le même résultat.

Dans bien des cas, il est possible d'utiliser une autre méthode plus légère, incomplète nécessairement, mesurant surtout les éléments variants de l'EEG. La méthode à choisir dépend donc uniquement des variations électroencéphalographiques à traduire.

Il est donc certain que l'EEG quantitative se développera encore considérablement. Les méthodes d'analyses seront plus complètes et surtout plus rapides. Elles seront davantage liées au calcul automatique. La complexité de l'analyse en sera certes accrue, mais augmentera encore la fiabilité des nouvelles techniques.

Vu : Le Directeur de
l'Ecole Vétérinaire
rapporteur

R. FLORIO

Vu : Le Président de
la Thèse

P. [illegible]

Vu et Permis d'imprimer
TOULOUSE, le 20 Septembre 1971
Le Président de l'Université Paul Sabatier

L. LARENG

BIBLIOGRAPHIE

1 - ARCHES, J.P.R., 1970 - Utilisation pratique des amplificateurs opérationnels. 1 volume, 53 p. Institut National Polytechnique de Toulouse. Ecole Nationale Supérieure d'Electrotechnique, d'Electronique, d'Informatique, d'Hydraulique Toulouse

2 - De BARBEYRAC, P. ; ETEVENON, P. ; 1969 - On the relationships between two methods of electroencephalographic signals analysis : the integrative method and wer spectrum analysis. Agressologie, 10, 573-578.

3 - BARLOW, J.S. ; 1967 - Automatique curve reading by phase modulated analog sampling. Procedings of the IEEE, 55, 6, 1079-1080.

4 - BARLOW, J.S. ; 1968 - A continuous multichannel automatic curve reader. IEEE trans. bio-med. eng. BME-15, 1, 46-53.

5 - BARLOW, J.S. ; 1968 - Computer analysis of clinical EEG ink tracings with the aid of a high-speed automatic curve reader. IEEE trans. bio-med. eng. BME-15, 1, 54-61.

6 - BARRY, W. ; WALLIS, D.I. ; 1969 - A high impedance FET input stage with good DC stability - J. Physiol. London, 205, 2, 1p-2p.

7 - BAUMAN, H. ; LAUTER, J. ; BAUMAN, R. ; 1969 - Anwendung von Computer Methoden und multivariaten Diskriminazionanalysen zur statistischen Charakteriesierung der evozierten korticalen Aktivitat unter Einfluss von Insulin Glucose und Stress - Acta. Biol. med. Germ., 23, 1, 145-171.

8 - BAZERQUE, G. ; 1969 - Le language Fortran IV. 1 volume, 187 pages. Institut National Polytechnique de Toulouse. Ecole Nationale Supérieure d'Electronique, d'Electrotechnique, d'Informatique, d'Hydraulique. Toulouse.

9 - BENGULESCU, D. ; 1967 - Transistorised device for integral analysis of EEG by determining the biopotential amplitude-frequecy ratio. Digest of the 7th international conference on medical and biological enginering. Stockholm.

10 - BENTE, D. ; FERNER, U. ; 1969 - Digital amplitude interval analysis. A newmethod of quantitative analysis of EEG. Electroencephalogr. clin. Neuro. 27, 628.

11 - BICKFORD, R.G. ; 1951 - Use of frequency discrimination in the automatic EEG control of anaesttesia. Electroencephalogr. clin. Neuro., 3, 83-88.

12 - BRAZIER, M.A.B. ; CASBY, J.U. ; 1952 - Crosscorrelation and autocorrelation of EEG potentals. Electroencephalogr. clin. Neuro., 4, 201-211.

13 - BURDICK, J. ; 1970 - Drug effect and possible time trends of the quantitative wakeful EEG. Acta Physiol. Hung., 37, 1-2, 133-141.

14 - BURDICK, J.A. ; SUGERMAN, A.A. ; GOLDSTIEN, L. 1968 - Quantitative analysis of amplitude of human EEG using the regression equation. Psychophysiology, 3, 249-254.

15 - CALDWELL, W.M. ; WHITING, M.E. ; JUDY, A.B. ; 1970 - FM converter for tape recording of low frequency biological data. J. appl. Physiol., 29, 6, 901-903.

16 - CLUSIN, W. ; GIANNITRAPANI, D. ; ROCCAPORTE, P. ; 1970 - A numerical approach to matching amplification for the spectral analysis of recorded electroencephalogram. Electroenceph. clin. Neurophysiol., 28, 6, 639-641.

17 - COMIS, S.D. ; ROSS, H.F. ; 1970 - Real-time analysis of neurophysiological data using a PDP 9 computer - J. Physiol.G-B., 206, 2, 7p-8p.

18 - CREUTZFELD, O. ; PROBST, W. ; SCHMITZ, H. ; 1969 - Comparison of the Fourier and aperiodic interval analysis of EEG tracing. Electroenceph. clin. Neuro-physiol., 27, 627-628.

19 - DAVID, E. ; FINKENZELLER, P. ; KALLERT, S. ; KEIDEL, W.D. ; 1969 - Korrelations Analyse von gemittelten und ungemittelten evozierten Potentialen. Pflügers Arch., 312, 1-2, R130-R131.

20 - DIETSCH G. ; 1932 - Fourier Analyse von Elektrencephalogrammen des Menschen. Pflügers Arch., 230, 106-112.

21 - DOLMAZON, J.M. ; 1970 - Un analyseur d'activité nerveuse - Electron. med. fr., 55, 9-11.

22 - DROHOCKI, Z. ; 1970 - Modification du spectre d' amplitude de l'électroencéphalogramme provoquée par le somnifère Immenoctal et mise en évidence par le miniordinateur ASA. - C.R. Acad. Sci., 271, 784-787.

23 - DROHOCKI, Z. ; 1957 - Electroencéphalographe de l'homme au cours de l'installation du sommeil provoqué par le Nembutal. - Arch. Sci. physiol. 11, 4, 303-329.

24 - DROHOCKI, Z. ; 1967 - Analyseur statistique d'amplitude de l'électroencéphalogramme - Rev. neurol., 117, 482-484.

25 - DROHOCKI, Z. ; 1967 - Application de l'électroencéphalographie quantitative : Modifications de la variabilité de l'électroencéphalogramme provoquées par la tumeur au cerveau - Rev. neurol., 117, 1, 199-209.

26 - DROHOCKI, Z. ; 1958 - The electronic integrator for quantitative definition of biological curves. Ophtalmology, 59, 5, 803-804.

27 - DROHOCKI, Z. ; 1956 - Modifications de l'électrogénèse cérébrale sous l'influence du curare. - Rev. neurol., 94, 6, 904-906.

28 - DROHOCKI, Z. ; 1969 - Electroencéphalographie quantitative, limite de variabilité individuelle et collective de l'électrogénèse cérébrale. - Rev. neurel., 121, 3, 280-288.

29 - DUMERMUTH, G. ; FLJEHER, H. ; 1969 - Reintroduction of the direct Fourier transformation in electroencephalographic spectral analysis. - Electroenceph. clin. Neurophysiol., 26, 440.

30 - EIDELBERG, E. ; LONG, M. ; MILLER, M.K. ; 1965 - Spectrum analysis of EEG changes induced by psychomimetic agents - Int. J. Neuropharmacol., 4, 255-264.

31 - ELUL, R. ; 1969 - The physiological interpretation of amplitude histograms of the electroencephalogram - Electroenceph. clin. Neurophysiol., 27, 703-704.

32 - ETEVENON, P. ; GUILLON, G. ; BOISSIER, J.R. ; 1969 - Statistical analysis of the distribution of integrated electroencephalogram in psychopharmacology - Agressologie, 10, 641-646.

33 -ETEVENON, P. ; KITTEN, G. ; BARBEYRAC, J. ; GOLDBERG, P. ; 1970 - Analyse spectrale de l'EEG du rat - J. Pharmacol., 1, 3, 383-394.

34 - FAIRCHILD, M.D. ; JENDEN, D.J. ; MICKEY, M.R. ; 1969 - Discrimination of behavorial state in the cat utilising long term EEG frequency analysis - Electroenceph. clin. neurophysiol., 27, 503-513.

35 - FELDMAN, J.F. ; 1971 - The normalized transition matrix, a method for the measure of dependance between inter spike intervals - Electroenceph. clin. Neurophysiol., 30, 1, 87-90.

36 - FENWICK, P.B.C. ; MITCHIE, P. ; DOLLIMORE, J. ; FENTON, G.W. ; 1969 - Application of the autoregressive model to EEG analysis - Agressologie, 10, 553-564.

37 - FRANZ, G. ; SPELMAN F.A. ; 1968 - An interval to frequency converter for neurophysiological use - Electroenceph. clin. Neurophysiol., 25, 582-584.

38 - FROST, S.D. ; 1970 - An automatic sleep analyser. Electroenceph. clin. Neurophysiol., 29, 1, 88-92.

39 - GAY, P. ; BINNIE, C.D. ; 1970 - An improved write out system for low-frequency wave analysers - Electroenceph. clin. Neurophysiol., 29, 3, 313-315.

40 - GERSCH, W. ; 1970 - Spectral analysis of EEG's by autoregressive decomposition of time series - Math. Bioscience, 7, 205-222.

41 - GIANNITRAPANI, D. ; 1969 - Frequency analysis of the electroencephalogram under different behavorial states - Electroenceph. clin. Neurophysiol., 27, 694.

42 - GIANNITRAPANI, D. ; 1969 - Correlations of electroencephalographic activity between brain areas during rest and while drawing - Electroenceph. clin. Neurophysiol., 26, 116.

43 - GOLDBERG, P. ; SAMSON-DOLLFUS, D. ; GREMY, F. ; 1969 - Essai de reconnaissance automatique de figures paroxystiques en électroencéphalographie- Agressologie, 10, 565-569.

44 - GOLDBERG, P. ; SAMSON-DOLLFUS, D. ; GREMY, F. ; 1969 - Analyse spectrale - Agressologie, 10, 541-552.

45 - GOLDFIEM, J. ; 1968 - Investigation électronique en physiologie équine - Electron. med. Fr., 47, 137-141.

46 - GOLDSTEIN, L. ; BECK, A. ; 1965 - Amplitude analysis of the electroencephalogram. - Int. Rev. of Neurobiology, 8, 265-312.

47 - GRASS, A. ; GIBBS, F.A. ; 1938 - A Fourier transform of the electroencephalogram - J. Neurophysiology, 1, 521-526.

48 - GREMY, F. ; GOLDBERG, P. ; 1969 - Essais d'automatisation de l'analyse conventionnelle électroencéphalographique - Rev. neurol., 121, 3, 387-389.

49 - HAHN, W.C. ; 1970 - Ebauche d'un modèle physicochimique pour membranes biologiques - C.R. Acad. Sc. Paris, 270, 16, 2031-2034.

50 - HJORTH BO ; 1970 - EEG analysis based on time domain properties. - Electroenceph. clin. Neurophysiol., 29, 3, 306-310.

51 - HANLEY, J. ; ADEY, W.R. ; ZWEIZIG, J.R. ; KADO, R.T. ; 1971 - EEG electrode amplifier harness - Electroenceph. clin. Neurophysiol., 30, 147-149.

52 - HARRISON, A. ; LAIRY, G.C. ; LEGER, E.M. ; 1970 - Electroencéphalogramme et privation visuelle - Electroenceph. clin. Neurophysiol., 29, 1, 20-38.

53 - HOFFMAN, C.J. ; SCHMIDT, E.M. ; 1970 - A new approach to the cross neutralized microelectrod amplifier - IEEE trans bio-med. eng., BME 17, 2, 161.

54 - ITIL, T.M. ; 1969 - Automatic classification of sleep stages and the discrimination of vigilance changes using digital computer methods - Agressologie, 10, 603-610.

55 - ITIL, T.M. ; 1970 - Digital computer analysis of the electroencephalogram during rapid eye movement sleep state in man - J. nerv. mental. Dis., 150, 3, 201-208.

56 - JORGENSEN, E.O. ; 1970 - The EEG during severe barbiturate intoxication - Acta neurol. Scand., 64, 43, 281-282.

57 - JOSEPH, J.P. ; BAILLON, J.F. ; REMONT, A. ; 1970 - Analyse de fréquence du signal électroencéphalographique - Rev. neurol., 122, 6, 480-482.

58 - MARX, C. ; 1963 - In KAISER, C. - Physiologie, Vol. 2, 1-266. Flammarion, Paris.

59 - KLEE, M.R. ; OFFENLOCH, K. ; TIGGES, J. ; 1965 - Crosscorelation analysis of electroencephalographic potentials and slow membrane transients - Science, 147, 519-521.

60 - KLEMM, W.R. ; 1969 - Animal electroencephalography ; 1 volume, 292 pages ; Academic Press, New-York.

61 - KLEMM, W.R. ; 1966 - Clinical electroencephalogram in anaesthetised small animals - J. Am. vet. Med. Ass., 148, 1038-1042.

62 - LARSEN, L.E. ; WALTER, D.O. ; 1969 - An automatique methods of sleep staging by spectra of electroencephalograms - Agressologie, 10, 611-624.

63 - LOGEWIE, H. ; FROST, W. ; 1969 - On line analysis of EEG with a small computer - Electroenceph. clin. Neurophysiol., 27, 635-636.

64 - LESSARD, C.S. ; PASCHALL, R.C. ; 1970 - A system for quantifying EEG slow wave activity - Electroenceph. clin. Neurophysiol., 5, 516-521.

65 - LIPPOLD, O.C.J. ; NOVOTNY, G.E.K. ; 1970 - Is alpha rythm an artefact - Lancet, 1, 976-979.

66 - LIPPOLD, O. ; 1970 - Origin of alpha rythm - Nature, 226, 5246, 616-619.

67 - LUBIN, A. ; JOHNSON, L.C. ; AUSTIN, M.T. ; 1969 - Discrimination among states of consciousness using EEG spectra. Agressologie, 10, 593-602.

68 - MARJERRISON, G. ; KRAUSE, A.E. ; KEOGH, R.F. ; 1968 - Variability of the EEG in schizophrenic quantitative analysis with a modulus voltage integrator - Electroenceph. clin. Neurophysiol., 24, 35-41.

69 - MARSHALL, P.E. ; HOLLAND-MORITZ, E.K. ; KOOI, K.A. ; 1969 - EEG application of a hybrid electronic correlator - Electroenceph. clin. Neurophysiol., 26, 113.

70 - MICOLET, R. ; 1968 - Note d'application relative à l'utilisation des amplificateurs operationnels du type SFC 2709 - [illegible] n° 56 A 088 ; SESCOSEM 101, Bd Murat, Paris 16°.

71 - MOLNIER, R. ; 1969 - Analyse statistique en temps réel des électroencéphalogrephiques - Agressologie, 10, 619-624.

72 - MERIC, J. 1970 - Eléments de calcul des probabilités ; 1 volume, 50 pages - Institut National Polytechnique de Toulouse - Ecole Nationale Supérieure d'Electrotechnique, d'Electronique, d'Informatique et d'Hydraulique de Toulouse.

73 - MICHEL, J. ; LUBATH, R. ; GAMMA, F. ; KOCH, S. ; BUCHMULLER, K. ; 1969 - Die Verhaltens bezogene quantitative automatische EEG Analyse - Acta [illegible] med. germ., 23, 11-20.

74 - NAKAHAMA, H. ; YAMAMOTO, M. ; YAMAMOTO, I. ; 1970 - High speed on line couters and analog to digital converters for neurophysiological data processing - Jap. J. Physiol., 20, 207-216.

75 - PECHSTEIN, J. ; 1969 - On the possibility of analog tape storage of EEG signals and other physiological parameters with commercialy available audioband equipement - Munschen Med. Wschr., 111, 1669-1672.

76 - PEPER, E. ; MULHOLLAND, T. ; 1969 - Methodolcgical and theoretical problems in the volcrtary control of electroencephalographic occipital alpha by the subject - Kybernetik, 16, 10-13.

77 - POIRE, R. ; LEPOIRE, P. TASSINARI, C.A. ; RUSTIN, C. ; 1968 Etude quantitative au moyen de l'intégrateur électronique de Drohocki, de l'action inhibitrice du Diazepan sur les réponses paroxystiques évoquées chez l'Homme par stimulation photique intermittente - Annales médicales de Nancy, 7, 474-504.

78 - PRIESTLEY, M.B. ; SUBBA, R. ; 1969 - A test for non staticnarity of time series - J. roy. statist. Soc., B, 31, 1, 140-149.

79 - PUN, L. ; 1969 - Phénomènes aléatoires en physique - 1 volume, 180 pages. Université de Toulouse. Ecole Nationale Supérieure d'Electrotechnique, d'Electronique, d'Informatique, d'Hydraulique de Toulouse.

80 - RANCK, J. ; 1970 - Electrical impedance changes in many sites of brain in paradoxical sleep, anaesthesia and activity - Exp. Neurol., 27, 454-475.

81 - SATO, K. ; 1970 - On random fluctuations in EEG and evoked potentials. - Jap. J. Physiol., 21, 167-185.

82 - SATO, K. ; 1954 - On the relationship between the simple practical method for determining the amplitude of the EEG tracings and the frequency analysis. - Folia Psych. Neurol. Jap., 8, 232-236.

83 - SCHALLEK, W. ; LEWINSON, T. ; THOMAS, J. ; 1968 - Power spectrum analysis as a tool for statistical evaluation of drug effects on electrical activity of the brain - Int. J. Neuropharmacol., 7, 35-46.

84 - SCHIMDT, E.M. ; STROMBERG, M.W. ; 1969 - Computer dissection of peripheral nerve bundle activity - Comput. biomed. res., 2, 5, 446-455.

85 - SCHWARTZ, D. ; 1963 - Méthodes statistiques à l'usage des médecins et des biologistes - 1 volume, 296 pages - Editions médicales Flammarion.

86 - SKVARIL, J. ; KREKULE, I. ; 1969 - Testing the randomness of point processes by a physiological data analyser - Comput. biomed. res., 2, 4, 304-306.

87 - SUHARA, K. ; 1952 - On the frequency analysis of the brain wave and its statistical interpretation - Folia Psych. Neurol. Jap., 6, 1-38.

88 - SYMMES, D. ; PRICHARD, J.W. ; MANN, L.I. ; 1970 - Spectral analysis of fetal sheep electroencephalogram during hypoxia - Electroenceph. clin. Neurophysiol., 29, 5, 511-516.

89 - VATTER,O. ; RISCHMAUI, R. ; MULLER, J. ; 1969 - Electroencephalogram analysis using the signal comparator procedure - Electroenceph. clin. Neurophysiol., 27, 625.

90 - VISSER, S.L. ; 1969 - Output integration of broad band frequency analysis - Electroenceph. clin. Neurophysiol., 26, 539.

91 - VO-NGOC, B. ; FURUTA, K. ; LANGLOIS, J.M. ; PAQUET, J.G. ; 1970 - A possible procedure to calculate correlation function for the EEG - IEEE trans. bio. med. eng., BME 17, 3, 265-267.

92 - WALTER, D.O. ; 1963 - Spectral analysis of electroencephalograms : Mathematical determination of neurophysiological relationships from record of limited duration - Exp. Neurol., 8, 155-187.

93 - WILCOCK, A.H. ; KIRSNER, R.L.G., 1969 - A digital filter for biological data - Med. biol. Engng., 7, 653-660.

94 - ZORNETZER, S. ; 1970 - A simple and reliable chronic brain implantation technique for the mouse - Physiol. Behav., 5, 10, 1197-1200.

ERRATA

Page 11 -

2ème ligne - lire : Après un certain nombre de relais.

Page 21 -

5ème ligne - lire :... enregistré simultanément par 5 scripteurs.

Page 36 -

2ème paragraphe - lire : La fonction de corrélation a peu d'importance

Page 61 -

7ème ligne - lire : le cadre du galvanomètre

Page 74 -

dernière ligne - lire : EEG redressé dans l'espace d'intégration.

BIBLIOGRAPHIE :

2 - lire : the integrative method and power...